

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Diplomová práce

2020

Bc. Krejcarová Dominika

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Fyzický model infarktu myokardu

Model of Myocardial Infarction

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Dominika Krejcarová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Fyzický model infarktu myokardu
Model of Myocardial Infarction

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Základní popis fyziologie infarktu myokardu.
2. Návrh a realizace fyzického interaktivního modelu akutního infarktu myokardu.
3. Návrh a realizace bezdrátové komunikace pro přenos informace o pozici a rozsahu infarktu.
4. Návrh a realizace SW aplikace pro zobrazení fyziologických parametrů v závislosti na místě a rozsahu infarktu.
5. Ověření funkčnosti realizovaného modelu vč. ověření funkčnosti realizovaného SW.
6. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011, 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [2] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 316 s. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [3] NICHOLS, Wilmer W, Arnold P HOEKS, R RENEMAN, Michael F O'ROURKE a Charalambos VLACHOPOULOS. *McDonald's blood flow in arteries: theoretical, experimental and clinical principles*. 6th ed. Boca Raton: CRC Press, c2011, xiv, 755 s. ISBN 978-0-340-98501-4.
- [4] MEURS, Willem van. *Modeling and simulation in biomedical engineering: applications in cardiorespiratory physiology*. New York: McGraw-Hill, c2011, xx, 193 s. ISBN 978-0-07-171445-7.
- [5] WIJK VAN BRIEVINGH, Rogier P. van a Dietmar MÖLLER. *Biomedical modeling and simulation on a PC: a workbench for physiology and biomedical engineering*. New York: Springer-Verlag, c1993, xv, 517 p. ISBN 3-5409-7650-7.
- [6] HOPPENSTEADT, Frank C a Charles S PESKIN. *Modeling and simulation in medicine and the life sciences*. 2nd ed. New York: Springer, c2010, xiv, 354 s. ISBN 978-1-4419-2871-9.
- [7] THUBRIKAR, Mano. *Vascular mechanics and pathology*. New York: Springer, c2007, xxiii, 494 s. ISBN 978-0-387-33816-3.
- [8] SILBERNAGL, Stefan a Florian LANG. *Atlas patofyziologie*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3555-9.
- [9] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0630-X.
- [10] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2020



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta:

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Dne: 15.5.2020

Podpis:

Krejčová

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu diplomové práce, doc. Ing. Martinovi Augustynkovi, Ph.D. za jeho trpělivost, spolupráci při tvorbě závěrečné práce a cenné rady. Také bych chtěla poděkovat panu doktorovi Petrovi Šimkovi za odborné kardiologické konzultace. A v neposledním řadě bych ráda poděkovala mým rodičům za možnost absolvovat vysokoškolské studium a partnerovi Martinovi za trpělivost a podporu po dobu studia.

Abstrakt

Práce popisuje návrh a následné zpracování modelu infarktu myokardu. Je rozdělená do dvou částí, teoretické a praktické. V teoretické části se nachází jak anatomický, tak fyziologický popis srdce. Je zde také rozebrána teorie ischemie se zaměřením na infarkt myokardu a jeho vliv na fyziologické funkce. Praktická část je rozdělena do čtyř částí. V první části je popsána konstrukce fyzického modelu srdce. Druhá část je zaměřena na návrh a realizaci hardwaru pro demonstraci akutního infarktu myokardu. Předposlední část praktické práce je zaměřena na komunikaci modelu s PC. V poslední části je popsán software pro vizualizaci fyziologických dat o místě a rozsahu infarktu.

Klíčová slova

Srdce, infarkt myokardu, RGB LED pásek, model srdce, aplikace, bluetooth komunikace.

Abstract

The aim of this thesis is a proposal for a model of heart-attack and description of its functioning. The thesis is divided into two parts, theoretical part and practical part. In the theoretical part, there are both anatomical and physiological description of the heart. The theory of ischemia in relation to myocardial infarction and its impact on physiological functions is also discussed in the first part of the thesis. The practical part is divided into four parts. In the first one, the construction of the physiological model of the heart is described. The second part is focused on the proposal and realization of hardware for the demonstration of the acute myocardial infarction. The penultimate part deals with the communication of the model with a PC. In the last part, a software for visualization of the physiological data of place and extent of the infarction is described.

Keywords

Heart, heart-attack, RGB LED strip, model of heart, application, Bluetooth communication.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK.....	13
ÚVOD.....	14
1 TEORETICKÝ ROZBOR	15
1.1 Srdce	15
1.1.1 Koronární oběh	18
1.2 Ateroskleróza	19
1.3 Trombóza	20
1.4 Ischémie	21
1.5 Infarkt myokardu	22
1.5.1 Diagnostika IM	22
1.5.2 Terapie IM.....	22
1.5.3 Fyziologické parametry.....	22
1.6 Diagnostické metody v kardiologii.....	25
1.6.1 EKG	25
1.6.2 VKG.....	30
1.6.3 KGM	30
1.6.4 ECM.....	32
1.7 Vliv IM na fyziologické funkce	34
2 PRAKTICKÁ ČÁST	35
2.1 Návrh a realizace modelu srdce.....	35
2.1.1 Parametry	35
2.1.2 Realizace	36
2.2 Návrh a realizace HW pro demonstraci AIM.....	38
2.2.1 Výběr vhodných součástek.....	38
2.3 Software	45
2.3.1 Komunikační protokol	45
2.3.2 SW pro LED pásek	45
2.3.3 SW pro zobrazení dat.....	48
2.3.4 Vizualizace dat	49
2.4 Ověření funkčnosti	54
2.4.1 Spárování modelu s PC	54
2.4.2 Testování výdrže modelu	54

2.4.3	Ověření funkčnosti modelu	55
2.4.4	Ověření přenosu z optobrán.....	57
ZÁVĚR.....		58
CITOVANÁ LITERATURA.....		59
SEZNAM PŘÍLOH.....		62

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

v.	Vena, žíla
a.	Arterie, tepna
AIM	Akutní infarkt myokardu
V	Volt
A	Ampér
U	Napětí
I	Proud
IM	Infarkt myokardu
RGB	Red, Green, Blue
HW	Hardware
SW	Software
GUI	Graphic User Interface

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Uložení srdce v těle [13]	15
Obrázek 2: Anatomie srdce [6].....	17
Obrázek 3: Plán cirkulace plynů v lidském těle, přepracováno [12]	18
Obrázek 4: Anatomický nákres srdce [6]	19
Obrázek 5: Zobrazení aterosklerózy v karotidě [14].....	20
Obrázek 6: Nákres infarktu myokardu [7].....	21
Obrázek 7: Srdeční cyklus [8]	23
Obrázek 8: Graf závislosti krevního tlaku na čase [12]	24
Obrázek 9: popis EKG křivky [23]	25
Obrázek 10: EKG svody [17]	27
Obrázek 11: Změny EKG při AIM [17].....	28
Obrázek 12: Zobrazení svodů a výpočtů rovin [20].....	31
Obrázek 13: vlevo: roviny používané ve vektokardiografii, vpravo: roviny a osy v kardiogoniometri [20].....	31
Obrázek 14: Tvorba smyčky v čase [20].....	32
Obrázek 15: Sférický souřadnicový systém [20]	32
Obrázek 16: Umístění 3D EKG vesty na pacientovi [20]	33
Obrázek 17: CT vyšetření [20]	33
Obrázek 18: Elektroanatomická mapa srdce na monitoru [20]	33
Obrázek 19: Návrh umístění trombů.....	36
Obrázek 20: Model v aplikaci oneshape.com.....	36
Obrázek 21: Umístění magnetů (červeně označeno)	37
Obrázek 22: Vytisknutý 3D model s otvory	37
Obrázek 23: Trombus.....	37
Obrázek 24: Blokové schéma konstrukce HW	38
Obrázek 25: RGB LED pásek Obrázek 26: Detail RGB LED pásku.....	39
Obrázek 27: Arduino Nano	40
Obrázek 28: Arduino bluetooth modul HC-05	41
Obrázek 29: Akumulátor pro provoz modelu	41
Obrázek 30: USB konektor pro nabíjení baterie.....	42
Obrázek 31: Měnič napětí	42
Obrázek 32: Optočlen	43
Obrázek 33: Tlačítko (vlevo) a spínač	43
Obrázek 34: Testování baterie na nepájivém poli.....	43
Obrázek 35: Elektrické schéma HW	44
Obrázek 36: Popis HW.....	44
Obrázek 37: Komunikační protokol.....	45
Obrázek 38: Vývojový diagram SW	46
Obrázek 39: Ukázka Arduino kódu	47
Obrázek 40: Ukázka Arduino kódu II.....	47
Obrázek 41: Vývojový diagram komunikace	48

Obrázek 42: Ukázka kódu	49
Obrázek 43: Use case diagram	50
Obrázek 44: Ikona aplikace	50
Obrázek 45: Zobrazení v PC při testování komunikace.....	50
Obrázek 46: Popis GUI	51
Obrázek 48: Ukázka kódu MVS	51
Obrázek 47: Očíslování trombů pro Tabulka 8	52
Obrázek 49: Připojení modelu k PC	54
Obrázek 50: Testování zobrazení ischemie	55
Obrázek 51: Aplikace ve stavu Zdravé	56
Obrázek 52: Aplikace ve stavu Ischémie I	56
Obrázek 53: Aplikace ve stavu Ischémie II.....	57
Obrázek 54: Aplikace po sepnutí optobrány č. 1	57

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Parametry RGB LED [24]	39
Tabulka 2: Parametry čipu AT MEGA 328 [9]	40
Tabulka 3: Parametry bluetooth modulu [42].....	40
Tabulka 4: Parametry baterie.....	41
Tabulka 5: Parametry USB konektoru [26].....	41
Tabulka 6: Parametry měniče napětí [27]	42
Tabulka 7: Parametry čidla [28]	43
Tabulka 8: Tabulka stavů	53
Tabulka 9: Testování výdrže modelu	55

ÚVOD

Ischemická choroba srdeční je nejčastější příčinou smrti u mužů a druhou nejčastější příčinou u žen. Mezi rizikové faktory tohoto onemocnění patří věk nad 50 let, metabolický syndrom, tedy obezita, hyperglykémie, hypertenze a dyslipidémie a také pohlaví, ženy jsou do menopauzy chráněny hormony. Dále pravděpodobnost výskytu onemocnění výrazně zvyšuje kouření, hypertenze, břišní typ obezity, nedostatečná pohybová aktivita, jedná se tedy relativně snadno ovlivnitelné faktory.

Z výše uvedeného vyplývá, že lze ischemické chorobě srdeční poměrně snadno předcházet prevencí, kam patří například dostatek pohybu, zdravá strava, nekouřit a nezanedbat léčbu hypertenze. V rámci vize moderního zdravotnictví, založeném především na prevenci a včasné diagnóze, vznikl níže popsáný interaktivní model srdce, znázorňující akutní infarkt myokardu.

Cílem této práce je popsat fyziologii infarktu myokardu a na základě získaných znalostí navrhnout a sestavit fyzický model infarktu myokardu. Dále vytvořit aplikaci pro zobrazení informací o rozsahu a místě vzniku IM. A následně navrhnout a realizovat bezdrátovou komunikaci sestaveného modelu s navrženou aplikací.

Cílem modelu bylo vytvořit fyzický model srdce, který si budou moci lidé vzít do rukou a pomocí trombu, tak jak se tomu děje v jejich těle, budou moci sami ucpat zvolenou cévu tak, aby viděli, co se srdcem stane, když prodělají IM. Dále budou mít možnost sledovat na obrazovce, stejně jako na patientském monitoru, jak IM ovlivní fyziologické funkce, jako je tlak, pulz, dechová frekvence a EKG. Smyslem modelu má být jasné, jednoduché a zřetelné znázornění bez složitostí, kterými bývají diagnostikovaní pacienti zahlceni.

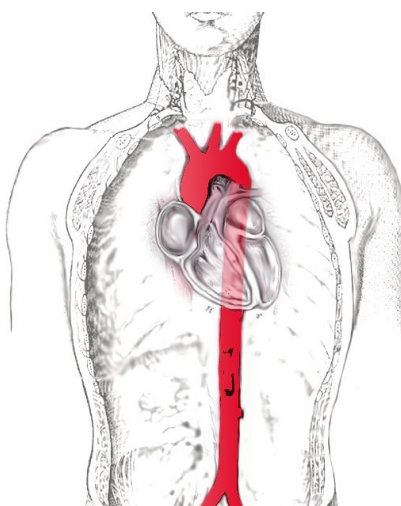
Kromě využití pro neziskovou organizaci Loono, by byl model vhodný pro studenty z oblasti zdravotnictví, do ordinací kardiologů a především oddělení jednotek intenzivní péče pro zjednodušení objasnění diagnózy pacientům.

1 TEORETICKÝ ROZBOR

V teoretickém rozboru práce je základní popis fyziologie infarktu. Rozbor postupuje od samotného anatomického popisu srdce, přes jeho fyziologii až po vyšetřovací metody. Součástí teoretického rozboru je také popis vzniku infarktu myokardu, kde je opět rozepsán od samotného vzniku aterosklerózy až po důsledky ischemie myokardu. Jsou zde také popsány jednotlivé fyziologické parametry, na které má stav srdce vliv.

1.1 Srdce

Srdce je svalový dutý orgán, který je uložen nad bránicí v hrudní dutině, mezi pravou a levou plicí v mezihrudí (Obrázek 1). Zajišťuje rytmickými stahy srdeční svaloviny krevní oběh v cévním systému. Dochází k systole, tedy stahu srdeční svaloviny a diastole, ochabnutí srdeční svaloviny. Vnitřek srdce je složen ze 4 dutiny, pravé předsíně, atrium dextrum, pravé komory, ventriculus dexter, levé předsíně, atrium sinistrum, levé komory, ventriculus sinister. Předsíně odděluje předsíňové septum, septum interatriale. Komory jsou odděleny mezikomorovým septem, interventriculare. Horní část septa tvoří vazivo, pars membranacea, dolní část tvoří svalovina, pars muscularis. Tvar srdce je kuželovitý, základna, basis cordis, směřuje doprava, nahoru a dozadu. Hrot srdce, apex cordis, směřuje dopředu, doleva a dozadu. V oblasti basis cordis vstupují a vystupují velké cévy, tedy horní a dolní dutá žíla, plicní žíly, aorta a kmen plicní. Slepě vyklenující se části předsíní srdečních, jsou zakončeny pravým a levým ouškem srdečním, auricula dextra et sinistra. Na povrchu srdce sou rozeznatelné 4 plochy, facies sternocostalis, facies diaphragmatica, facies pulmonalis, facies vertebralis. Facies sternocostalis a facies diaphragmatica do sebe přecházejí v srdečních okrajích. Povrchovou hranici mezi předsíněmi a komorami tvoří příčně probíhající rýha žlábek věnčitý, sulcus coronarius. Polohu mezikomorové přepážky udávají přední a zadní mezikomorový žlábek, sulcus interventricularis anterior a sulcus interventricularis posterior.



Obrázek 1: Uložení srdce v těle [13]

Do pravé předsíně, atrium dextrum, umístěné v srdeční dutině ústí horní a dolní dutá žíla, v. cava superior et inferior. Pod ústím vena cava inferior se do pravé předsíně otevírá velká žíla, sinus coronarius, která je hlavní sběrnou žilou odvádějící krev ze srdeční stěny. Přes atrioventriculare dextrum přechází pravá předsíň do pravé komory. Do tohoto otvoru je vsazena trojcípá chlopeč, valva tricuspidalis. Chlopeč je složena ze tří cípů: cuspis anterior, cuspis posterior, cuspis septalis a umožňuje průtok krve z předsíně do komory.

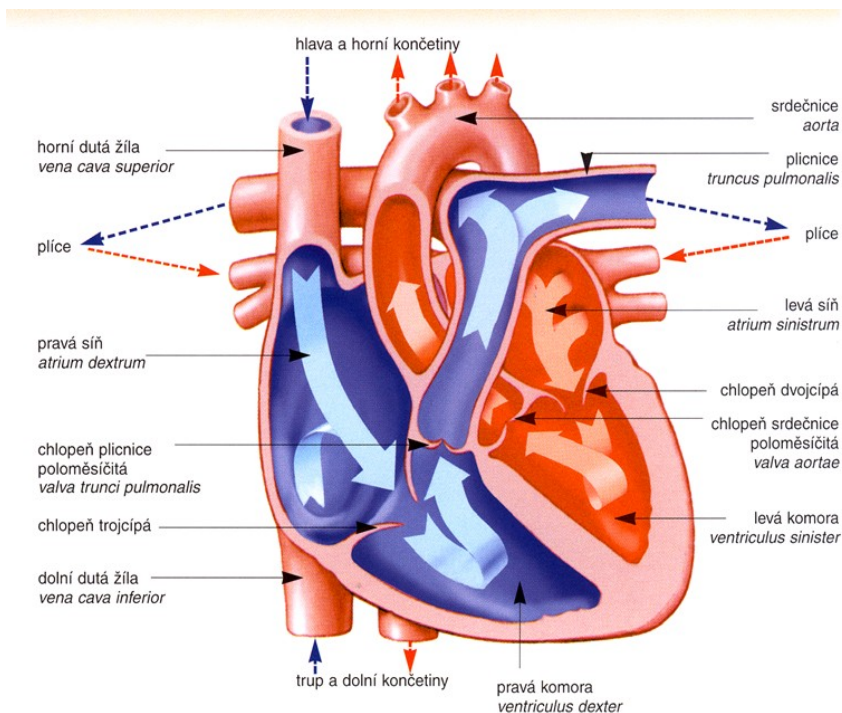
Pravou komoru, ventriculus dexter, dělí crista supraventricularis, na část vtokovou – pars trabecularis – a výtokovou – pars glabra. Vnitřní povrch vtokové části je pokryt svalovými trávci, trabeculae carnae. Vyvýšeniny v komoře jsou podmíněny prominující svalovinou musculi papillares, papilární (bradavkovité) svaly. Z vrcholu papilárních svalů odstupují tenké vazivové šlašinky, chordae tendinae, k cípům cípatých chlopní v pravé komoře jsou papilární svaly: m. papillaris anterior, m. papillaris posterior, mm. papillares septales. Z pravé komory vystupuje plicní kmen, truncus pulmonalis, který je opatřen chlopní – valva trunci pulmonalis, chlopeč plicnice. Chlopeč se skládá ze tří poloměsíčitých lamel: valvula semilunaris anterior, dextra et sinistra.

Levá předsíň – atrium sinistrum Do levé předsíně vstupují 4 žíly plicní – vv. pulmonales –, které přivádějí okysličenou krev z plic. Z přední stěny levého atria vybíhá štíhlé ouško auricula sinistra, které obsahuje mm. pectinati. Levá předsíň se otvírá skrz ostium, atrioventriculare sinistrum, do levé komory.

Levá komora, ventriculus sinister má stěnu třikrát masivnější než je stěna komory pravé. V ostium atrioventriculare sinistrum je valva atrioventricularis sinistra, valva bicuspidalis (valva mitralis), chlopeč dvojčípá. Na ní se rozeznává cuspis anterior a cuspis posterior, přední a zadní cíp. Ke každému z obou cípů přistupují chordae tendinae ze dvou papilárních svalů: m. papillaris anterior, m. papillaris posterior. Z levé komory vystupuje srdečnice – aorta. V ostium aortae je uložena valva aortae, aortální chlopeč. Je tvořena třemi poloměsíčitými chlopněmi, valvulae semilunaris dextra, sinistra et posterior. Anatomický popis srdce je shrnut na Obrázek 2.

Srdce je tvořeno třemi základními vrstvami: endocardium – endokard, vnitřní vrstva; myocardium – myokard, střední vrstva; epicardium – epikard, zevní vrstva. Srdeční skelet je uložen v místě srdeční báze, je tvořen kolagenním vazivem. Slouží jako podpůrný systém pro připojení svaloviny srdce, chlopní a udržuje konfiguraci srdce v perikardu. Tvoří ho 4 vazivové prstence, anuli fibrosi: anulus fibrosus dexter et sinister, anulus aorticus, anulus trunci pulmonalis.

Převodní systém srdeční, systema conducens cordis je specializovaný mykard, který je schopen spontánně tvořit akční potenciály a rychle je rozvádět k pracovnímu myokardu předsíní a komor. Části převodního systému jsou: nodus sinuatrialis (Keith–Flack) – pacemaker srdečního rytmu; nodus atrioventricularis (Tawara–Aschoffov) – zabezpečuje zpomalení vzruchů z předsíní na komory; fasciculus atrioventricularis (Hissův svazek) – se dělí na pravé a levé raménko, crus dextrum, crus sinistrum, převodního systému, raménka se rozpadávají v Purkyňova vlákna, které jsou uložena pod endokardem komor.

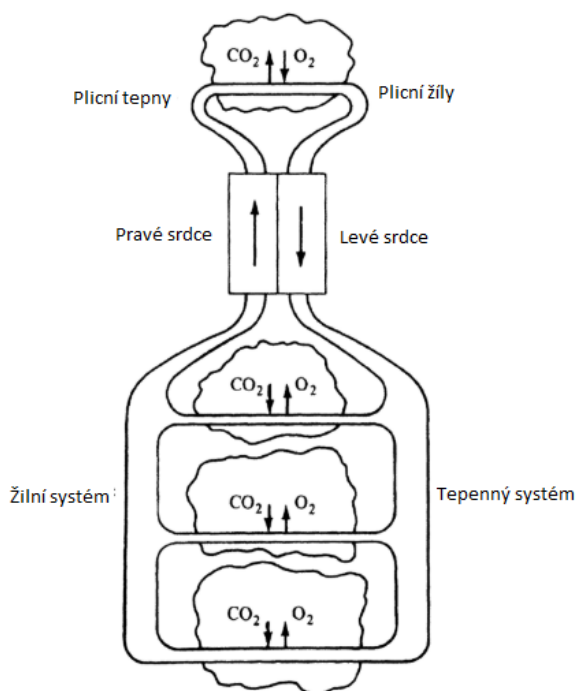


Obrázek 2: Anatomie srdce [6]

Srdeční stěna je vyživována dvěma větvitými tepnami: a. coronaria dextra a a. coronaria sinistra. Vystupují ze sinus aortae, probíhají v sulcus coronarius, jsou to funkčně koncové větve. Při jejich ucpaní krevní sraženinou nebo při arteriosklerose dochází k ischemické nekróze myokardu – infarkt. Nejdůležitějšími větvemi a. coronaria cordis dextra jsou: r. marginalis dexter, rr. atriales, ramus interventricularis posterior. A. coronaria cordis sin. se větví v: r. interventricularis anterior, r. circumflexus a r. marginalis sinister. Žíly srdeční – venae cordis Odvádějí odkysličenou krev ze srdeční stěny, dělíme je do tří skupin: žíly ústící do sinus coronarius; venae cordis anteriores; venae cordis minimae. Vv. cordis anteriores ústící do pravé předsíně, vv. cordis minimae, ústící jednotlivě do všech dutin. Do sinus coronarius se vlévají: v. cordis magna, v. posterior ventriculi sinistri, v. obliqua atrii sinistri, v. cordis media, v. cordis parva. Inervace srdce Zabezpečují sympatické nervy, nervi cardiaci, odstupují z ganglia trunci sympathici v krční a hrudní části. Sympatická vlákna akci srdce zrychlují – nn. accelerantes. Parasympatické nervy, rami cardiaci, jsou větve z nervus vagus. Parasympatické nervové vlákna činnost srdce zpomalují, nn. retardantes. Endokrinní činnost srdce Kardiomyocyty srdce přítomné v pravé předsíni a z části v levé předsíni vylučují natriuretický hormon, atriový natriuretický faktor – ANF – kardiodilatin, který snižuje objem cirkulující tekutiny při srdeční insuficienci [5].

Cirkulace plynů v těle

Na obrázku (Obrázek 3) níže je znázorněna cirkulace plynů v těle. Na obrázku je dobře viditelná výměna CO_2 a O_2 probíhající na několika úrovních. V horní části obrázku je znázorněna výměna plynů v plicích, čímž dochází k okysličení krve, která se plicními žilami vrací do levého srdce, z něj putuje tepenným systémem dále do těla. [12]



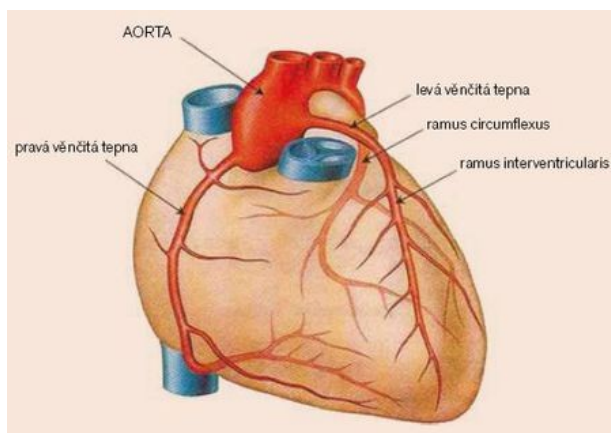
Obrázek 3: Plán cirkulace plynů v lidském těle, přepracováno [12]

1.1.1 Koronární oběh

Koronární oběh slouží k okysličení srdečního svalu. K přívodu okysličené krve dochází ve fázi diastoly, kdy jsou srdeční dutiny ochablé a relaxovaný myokard se může dobře zásobit okysličenou krví. Koronární (věnčité) tepny, a. coronariae, odstupují z aorty těsně nad poloměsíčitou aortální chlopní. Mohutnější je levá věnčitá tepna, arteria coronaria sinistra, ze společného kmene odstupuje sestupná větev, ramus interventricularis anterior, po přední stěně komory a mezi levou síní a komorou probíhající ramus circumflexus. Na periférii, mezi věnčitými tepnami, probíhají kolaterály. Kolaterály jsou vzájemné jemné spojky, které se otevírají při významném zúžení tepny, aby napomáhali zásobování srdečního svalu okysličenou krví. Po průchodu koronárním řečištěm je krev zbavena kyslíku. Dochází zde k maximální denaturaci.

A. coronaria dextra zásobuje pravou komoru, pravou předsíň, spodní stěnu levé komory a horní zadní část mezikomorového septa. A. coronaria sinistra se dělí na ramus circumflexus a ramus interventricularis anterior (RIA), RIA zásobuje přední část levé komory a přední část mezikomorového septa, r. circumflexus zásobuje zbytek levé komory (laterální a horní část) a celou

levou předsíň. Průtok krve věnčitými tepnami je v klidu asi 250 ml/min, při maximální tělesné zátěži až 1 250 ml/min. [3]



Obrázek 4: Anatomický nákres srdce [6]

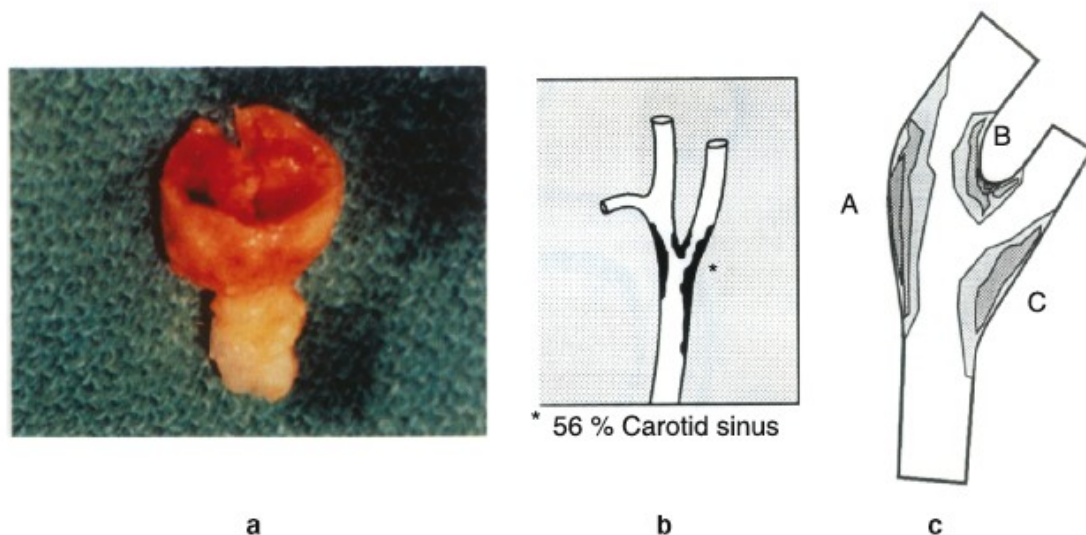
1.2 Ateroskleróza

Ateroskleróza je degenerativní onemocnění tepen, kdy dochází k ukládání tukových látek a kalcia do stěn cév, což vede k zužování až úplnému uzavěru průsvitu, lumina, cév. Tento proces, kdy dochází k patologické struktuře vyplněné kašovitou hmotou až nekrotickou hmotou, se nazývá tvorba ateromu, až ateromových plátů. Druhotně dochází ke kalcifikaci. Důsledkem těchto změn dochází k narušení endotelu arterie, kdy může docházet k patologickému rozšíření arterie. Akutním stadiem je prasknutí ateromového plátu, prokrvácení, zvrhodování, až náhlé ucpání arterie nekrotickými hmotami a následnou trombózou. Zdravý endotel brání vzniku krevních sraženin, zabraňuje průniku některých látek do stěny cévy (NO, prostacyklin), dojde-li poškození endotelu, ztrácí tyto schopnosti. K poškození endotelu vede několik faktorů, například kouření, hypertenze, stres, infekce nebo toxické poškození. Poškozený endotel produkuje jiné spektrum cytosinů a snáze v něm vzniká trombóza, je tedy místem vzniku trombu, který může lumen zcela uzavřít. Při kompletním uzavěru dojde k nekróze, tedy k infarktu. Následkem je nejčastěji ischemická choroba srdeční, centrální mozkové příhoda a ischemické choroby dolních končetin. V důsledku ukládání vápníku do aterosklerotických plátů dochází ke ztuhnutí, nižší elasticitě a vzniku aneurysmat, která mohou prasknout. K tomu dochází nejčastěji v břišním úseku aorty.

Rizikovými faktory aterosklerózy jsou věk v 5. a 6. Dekádě, pohlaví (ženy jsou chráněny estrogenem), genetické dispozice, zvýšené hladiny LDL, VLDL a nízké hladiny HDL. Ovlivnitelnými faktory je obezita, kouření, stres, hypertenze a diabetes mellitus.

Ke vzniku ischemie mohou vést tři mechanismy. Zúžení aterosklerotickým plátem, trombóza nebo spasmus. Aterosklerotický plát je projevem aterosklerózy. Důležitým faktorem je stabilita plátu. Stabilní pláty jsou tvořeny vazivem a mají pevný vazivový kryt, zužují lumen, ale nebývají důvodem komplikací. Nestabilní pláty tvoří tuková a nekrotická hmota s tenkým krytem, jsou velkým předpokladem pro vznik trombózy.

Na obrázku číslo 5a, je vidět zvrácenost cévy, obrázek 5b vyobrazuje aterosklerotické pláty, které zužují karotidu až na 56 %. Obrázek 5c vyobrazuje v bodech A, B a C ateromy, na obrázku je viditelný vznik ateromů z jednotlivých ateromových plátů. [2, 14]



Obrázek 5: Zobrazení aterosklerózy v karotidě [14]

1.3 Trombóza

Trombóza je vytváření krevní sraženiny v cévě. Vzniká zde riziko trombembolie, kdy dojde k zanesení trombu proudem krve do místa, kde anatomické zúžení cévy nedovoluje jeho další posun, dochází k ucpání cévy a následné ischemii jejího povodí, což je příčinou IM, plicní embolie, ischemické CMP, akutního cévního uzávěru DK, atd. Příčinou je postižení cévní stěny, nejčastěji aterosklerózou, porucha hemodynamiky, porucha destičkových funkcí. Tromby se dělí na červené, bílé, smíšené a hyalinní trombus. Červené vznikají v žilách a jsou tvořeny převážně erytrocyty, fibrinem a trombocyty. Bílé vznikají v tepnách a tvoří je fibrin, trombocyty a leukocyty. Smíšený je typický pro aneurysma a obsahuje vrstvy červeného i bílého. Poslední, hyalinní trombus je typický pro šokové stavy a alergická onemocnění, je tvořen fibrinem a trombocyty.

trombocyty, uzavírají kapiláry a jsou typické pro šokové stavy, alergická onemocnění a DIC.

Dojde-li k zanesení volného předmětu krevním proudem na místo, kde anatomické zúžení cév brání jeho dalšímu pohybu mluvíme o embolii. Embolem, který způsobí ucpání cévy, bývá nejčastěji putující trombus, dále tukové kapénky, bublinky vzduchu, plodová voda nebo shluk nádorových buněk. K tukovému embolu dochází při uzavřených zlomeninách, kdy dojde k poškození okolní tukové tkáně kostí a tukové bublinky se dostanou do oběhu. Vzduchová embolie nastává například při zajišťování periferní žilní linky na žilách dolní končetiny kvůli negativnímu krevnímu tlaku a následnému nasátí vzduchu. Při porodu může dojít k proniknutí plodové vody do žilního systému matky a tím dochází k embolii plodovou vodou. Celulární embolus vzniká uvolněním skupiny nádorových buněk, které proniknou stěnou kapilár nebo drobných vén.

Embolizaci dělíme na periferní a centrální typ, portální embolii a paradoxní embolii. Periferní typ embolizace vzniká uvolněním trombu v žilách a následným putováním do srdce a embolizací

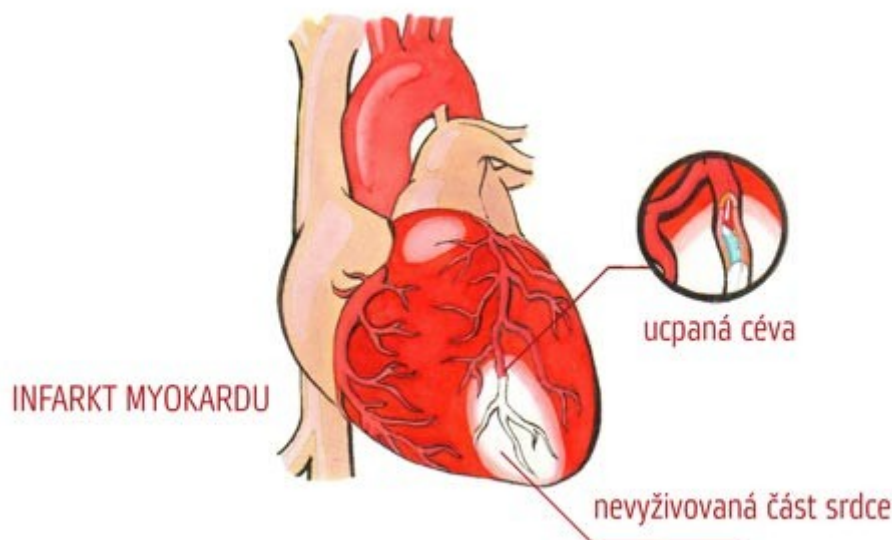
do plic. Centrální typ embolizace vzniká uvolněním trombu v levém srdci nebo v aortě a putováním do tepen a tepének velkého oběhu, kde způsobí infarkt. Uvolněním tromby z vrátnicové žíly dochází k putování do jater, kde dochází k embolizaci, jedná se o portální typ embolie. Dojde-li k průchodu embolusu z pravé síně do levé síně a následně do velkého oběhu mluvíme o paradoxní embolii. [2]

1.4 Ischémie

Ischémie je stav, kdy dochází ke špatnému prokrvení určité tkáně či orgánu. Kromě nedostatku a živin dochází ke špatnému odplavování zplodin z metabolismu a tím ke vzniku poruch funkce orgánu. Ischémie myokardu spojená s hypoxií vede k bolesti a z funkčního hlediska k nedostatku energie v srdečních buňkách. Nejvíce energie vyžadují buňky pro kontrakci a udržení elektrických dějů. Porucha srdeční kontraktility vede k srdečnímu selhání a srdečním arytmiím. Přispívá tomu také acidóza a lokální metabolické změny. Při úplném přerušení toku krve do určité oblasti myokardu dochází k nekróze.

Zúžení tepny se projevuje až od určitého rozsahu, při 40 % je identifikace možná pouze pomocí koronografie. Při 70 % zúžení jsou již znatelné příznaky, 90 % se projeví i v klidu.

Při úplném uzavření úseku koronární tepny dochází k odumření srdečního svalu a vzniká nekróza. Jedná se o koagulační nekrózu myokardu, hojící se vazivovou jizvou neschopnou kontrakce. Důsledkem je porucha kontrakce komory, srdeční selhání, opakované infarkty, porucha funkce chlopní, arytmie, fibrilace komor. Mezi projevy patří bolest na hrudi vyzařující do LHK, vznikající v klidu. Dále může být přítomno pocení, slabost, úzkost nebo dušnost. [2]



Obrázek 6: Nákres infarktu myokardu [7]

1.5 Infarkt myokardu

IM se dělí třemi způsoby:

- Podle velikosti
 - Transmurální
 - Netransmurální
 - Laboratorní
- Podle stadia
 - Akutní
 - Subakutní
 - Chronické
- Podle lokalizace
 - Přední stěny
 - Infarkt zadní stěny
 - Spodní stěny

1.5.1 Diagnostika IM

V rámci minut je možné IM diagnostikovat pomocí elevace ST a hrotnatého T. V řádu hodin zůstává ST elevace a T se stává negativním. AIM je možné dělit dle lokalizace na infarkt přední stěny, vznikající v povodí RIA, infarkt zadní stěny, v uzávěru RC nebo ACD a infarkt spodní stěny po uzávěru ACD. Lokalizace je nejlépe zhodnotitelná pomocí EKG, což je blíže rozebráno v kapitole 1.6.1. [2]

1.5.2 Terapie IM

Přednemocniční

V rámci přednemocniční fáze je nutné pacienta zklidnit a vyloučit fyzickou i psychickou námahu. Podává se O₂ a analgie ve formě opioidů (morphin, fentanyl).

Nemocniční

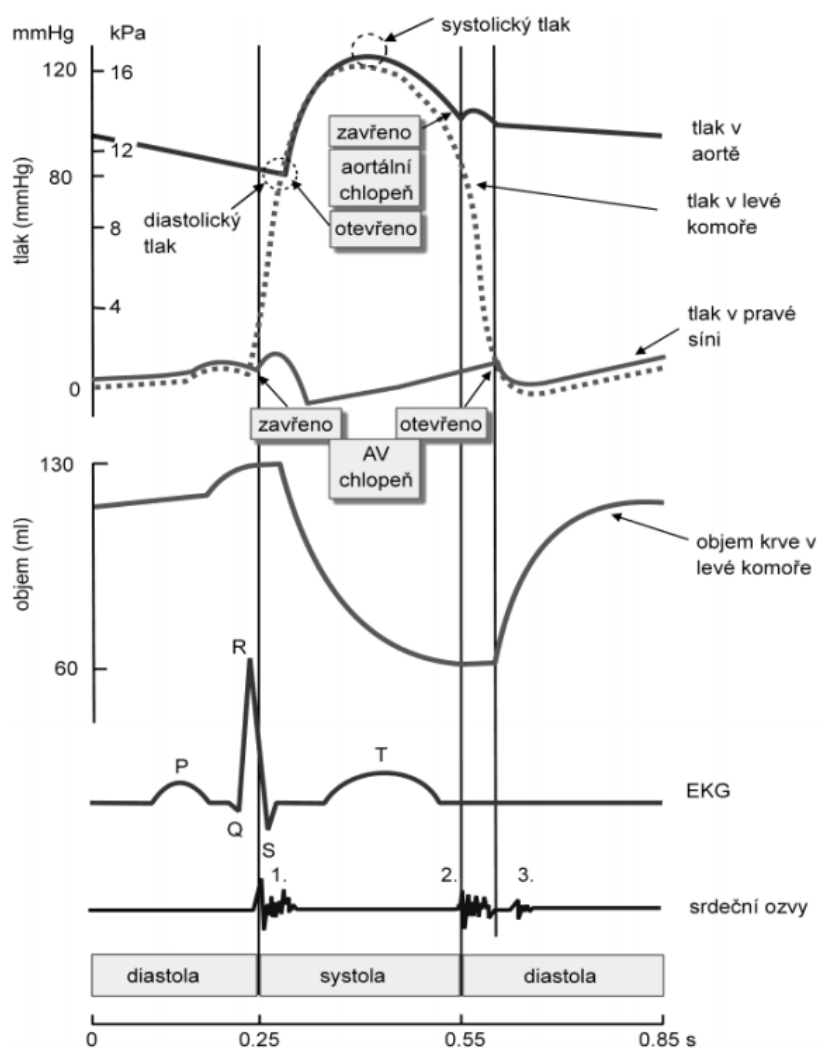
V nemocniční fázi se provádí co nejdříve otevření uzavřené koronární tepny. Podává se nitrožilní trombolýza, popřípadě perkutánní transluminální koronární angioplastika katerizační metodou.

1.5.3 Fyziologické parametry

Srdeční cyklus

Ve své rytmické práci pulzní pumpy se střídá systola kdy se srdeční oddíly stahují a vypuzují krev usměrňovány prací chlopní s diastolou, kdy srdeční oddíly relaxují a plní se krví. Objem komory ke konci diastoly určuje za normálních okolností intenzitu systoly dle Starlingova zákona. Časově je

systola kratší než diastola: v klidu je to asi jedna třetina délky celého cyklu (např. při frekvenci 60/min. trvá systola 0,3 sekundy, diastola 0,7 s) Při zrychlení srdeční frekvence se zkracuje více diastola. Proto při extrémně rychlé srdeční frekvenci klesá náplň komory v diastole a srdeční práce je neefektivní, minutový objem srdeční paradoxně klesá. Efektivní zvýšení srdeční frekvence při maximální tělesné námaze je u mladých zdravých osob do 180-200 tepů/min. S postupujícím věkem maximálně dosažitelná srdeční frekvence klesá, asi od 30 let o jeden tep/minutu. Zdravý sedmdesátník má tedy maximální srdeční frekvenci okolo 140-160 tepů/min. Ženy mají maximální srdeční frekvenci asi o deset tepů vyšší než muži (mají menší srdce). Objem komory je v klidu 50 až 150 ml. Klidový minutový objem (výdej) trénovaného jedince je při klidové frekvenci 50/min a objemu krve vrženého jedním stahem do oběhu 100 ml (tzv. tepový objem) 5000 ml/min. Při zvýšení srdeční frekvence maximálním zatížením se mu může minutový výdej zvýšit asi 5 krát (tj. 25 litrů/min).

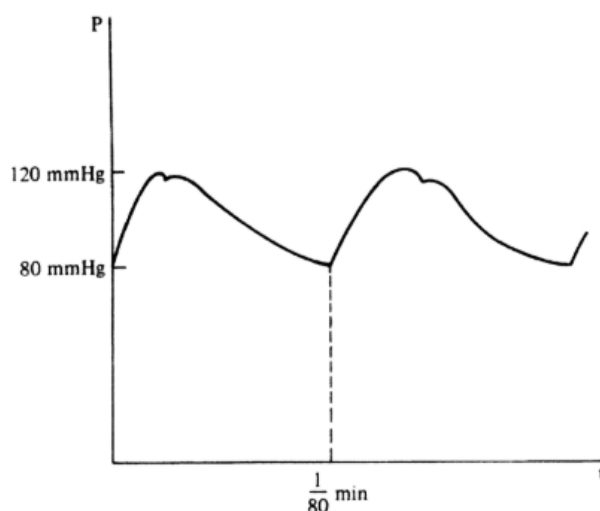


Obrázek 7: Srdeční cyklus [8]

Krevní tlak

Krevní tlak umožňuje průtok krve z místa vyššího tlaku do míst s nižším tlakem. Tlakový gradient udržovaný činností srdce, je podmínkou cirkulace krve. Rytmičká pulzní činnost srdce znamená, že po poměrně krátké vypuzovací fázi (systola komor) následuje delší fáze (diastola), během

níž jsou poloměšičité chlopně uzavřeny a krev se posouvá dále díky pružnickové funkci velkých tepen do tepének a kapilár. Systola tvoří v klidu asi jednu třetinu, diastola dvě třetiny doby jedné srdeční revoluce. Závislost krevního tlaku na čase v průběhu systoly a diastoly vyobrazuje graf na Obrázek 8. Při zvýšení srdeční frekvence během práce se zkracuje jak doba systoly tak diastoly, diastola se však zkracuje rychleji. V systole krevní tlak prudce stoupne k maximu – systolický krevní tlak. Ke konci diastoly klesne k minimu – diastolický krevní tlak. Rozdíl obou tlaků nazýváme tlakovou amplitudou. Střední tlak znamená hodnotu krevního tlaku průměrného. Protože systola trvá jen jednu třetinu a diastola dvě třetiny doby jedné revoluce, není střední tlak průměrem mezi systolickým a diastolickým tlakem, ale vypočítává se tak, že se k hodnotě diastolického tlaku přičte jedna třetina tlakové amplitudy. Například: krevní tlak je 130/70, tlaková amplituda je 60, střední tlak je $70 + 20 = 90$ mm Hg. Krevní tlak v systémovém oběhu je průměrně pětikrát vyšší než v plicním oběhu. Malý oběh (plicní) je tedy relativně nízkotlaký systém, což odpovídá jeho kapacitě, pětinasobně nižší, než je kapacita velkého oběhu. Nejvyšší tlak je ve velkých tepnách, aortě a plicnici. V arteriolách tlak prudce klesá, což odpovídá jejich funkci při udržování periferního odporu. [8]



Obrázek 8: Graf závislosti krevního tlaku na čase [12]

EKG

Elektrokardiografie je základní vyšetřovací metoda v kardiologii. Principem je snímání elektrické srdeční aktivity, která je zobrazována v podobě elektrokardiogramu a následně vyhodnocována. Jedná se o většinou neinvazivní vyšetření, prováděné pomocí elektrod umístěných na kůži nebo v jícnu, popřípadě invazivně přímo v srdci. Pomocí rozdílu napětí dochází k měření projevu šíření akčního potenciálu v myokardu [8]. Podrobnému popisu hodnocení EKG je věnována kapitola 1.6.1.

1.6 Diagnostické metody v kardiologii

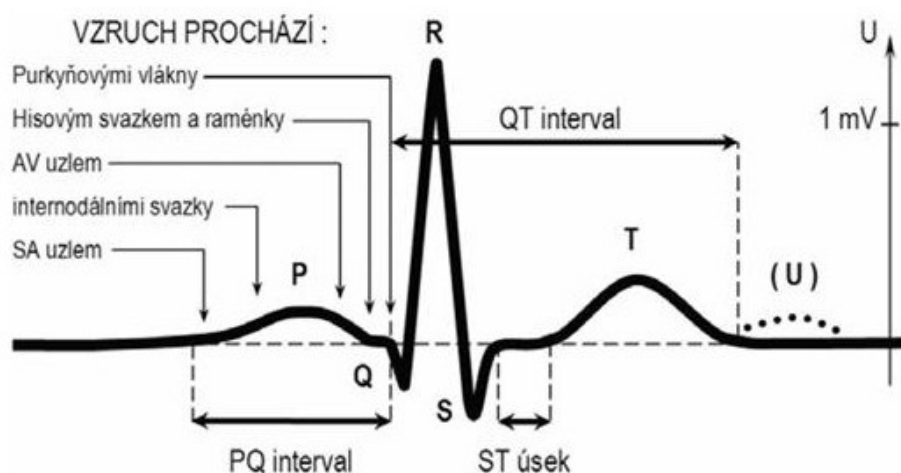
V následujících podkapitolách jsou popsány jednotlivé diagnostické metody, které se používají v kardiologii. Více je rozebráno EKG, které je používáno v praktické části práce.

1.6.1 EKG

Způsobu šíření elektrických vzruchů v srdeční tkáni odpovídá tvar výsledné EKG křivky. Jako generátor impulzů slouží sinoatriální uzel umístěný v oblasti pravé síně srdce. Prostřednictvím internodiálních traktů, umístěných ve svalovině srdeční, dochází k šíření vzruchů. Vzruch pokračuje až k atrioventrikulárnímu uzlu, ležícímu na rozhraní srdečních síní a komor. Vzruch dále postupuje přes Hisův svazek, Tawarova raménka, Purkyňova vlákna, až do vnějších komorových stěn.

Vlna P v EKG křivce zobrazuje depolarizaci buněk srdečních v síni. Když vzruch dosáhne AV uzlu, dojde k depolarizaci srdečních komor a zobrazení QRS komplexu. Jako poslední se zobrazuje vlna T, odpovídající repolarizaci srdečních komor. Může se také objevit vlna U, která je patrná jen někdy a její příčina není zcela jasná. Pravděpodobně jde o opožděnou repolarizaci některých oblastí komory nebo Purkyňových vláken. Jednotlivé vlny EKG křivky jsou vyobrazeny a popsány na Obrázek 9.

EKG je spojitý, repetiční, ale ne přesně periodický signál. Obvykle má vzorkovací frekvenci 500 Hz a kvantovací krok 5 μV . Užitečné frekvenční pásmo je většinou 125 Hz a obvyklá délka záznamu 10 sekund. [8]



Obrázek 9: popis EKG křivky [23]

Běžně se používá dvanácti svodové EKG složeno z:

- bipolárních končetinových svodů - I, II, III
- unipolárních zesílených svodů - aVR, aVL, aVF
- 6 unipolárních hrudních svodů - V1-6

Bipolární končetinové svody

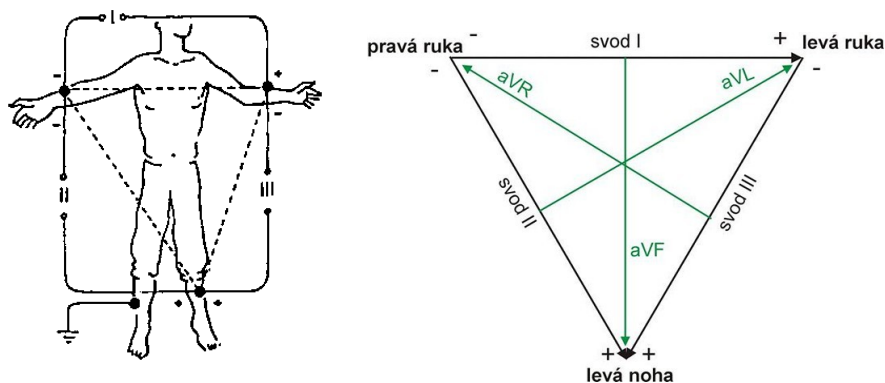
Bipolární končetinové svody zjišťují rozdíly potenciálů mezi dvěma elektrodami. Svodná místa jsou na končetině a dávají tzv. Einthovenův trojúhelník. Aby nedošlo k přehození svodů a chybnému záznamu EKG, je nutné znát dobře barvy jednotlivých elektrod:

- pravá ruka - červená
- levá ruka - žlutá
- levá noha - zelená
- pravá noha - černá (uzemnění)

Unipolární svody

Zjišťují potenciály z jednoho místa (diferentní elektroda) proti druhému místu (indiferentní elektroda). Unipolární svody tvoří zbývajících 9 záznamů 12-svodového EKG. Diferentní elektroda (+) se umístí na povrchu těla (jde o tři místa na končetinách shodná se standardními svody + 6 hrudních elektrod) a na negativní vstup (-) galvanometru se přivede nulové napětí. Na povrchu těla však místo s trvale nulovým napětím neexistuje. Teoreticky by taková elektroda ležela v nekonečné vzdálenosti od zdroje. Tři končetinové svody tvoří ale uzavřený kruh a podle Kirchhoffova zákona je součet všech proudů, které protékají takovým okruhem roven nule. Wilson toho využil a spojil všechny tři končetinové svody do jednoho bodu a vytvořil tzv. centrální svorku. Ta odpovídá elektrickému středu srdce a má nulové napětí. Aby vyloučil vliv rozdílného kožního odporu, který může být zdrojem falešného signálu, zvětšil odpor elektrod o 5000 ohmů. Při Wilsonově unipolárním zapojení se tedy srovnává napětí na končetinové elektrodě proti napětí na centrální svorce. Osa svodu, na které se napětí měří, směřuje ze středu srdce k příslušné končetině. Zapojením se získá bohužel jen 58% hodnoty napětí ve srovnání s bipolárním zapojením.

Wilsonovo unipolární zapojení modifikoval Goldberger. Ten odpojil od centrální svorky vždy končetinu zapojenou současně na měřicí elektrodu a z obou dalších končetin odpojil vložený odpor. Jeho centrální svorka již nemá nulové napětí a je posunuta z elektrického středu srdce mezi obě spojené končetiny. Unipolární svody takto vzniklé mají napěťový zisk 87%. Nazývají se zesílené, zvětšené, augmentované. Rozmístění končetinových svodů je na obrázku 10.



Obrázek 10: EKG svody [17]

Hrudní svody

Nejdůležitějšími unipolární svody jsou hrudní svody. Jsou, jak již bylo řečeno, unipolární a napětí se na nich snímá proti Wilsonově centrální svorce. [17]

Patologie EKG

Jak bylo výše uvedeno, EKG patří k nejrozšířenější diagnostické metodě v kardiologii. Podle patologií jednotlivých vln lze velice dobře určit místo a rozsah poškození myokardu, proto jsou níže detailně rozepsané patologie jednotlivých úseků.

Patologie úseku ST a vlny T

Úsek ST a vlna T jsou projevem repolarizace myokardu komor a jsou patologicky změněny zejména za přítomnosti akutní ischemie myokardu. Fyziologicky je úsek ST úsek izoelektrický. U některých pacientů (zejména pacientů mladších, při nižší tepové frekvenci) mohou být fyziologicky přítomny elevace ST úseku. Typicky se objevují ve svodech s velkým S (tj. fyziologicky V1-V3), směrem nahoru jsou vždy konkávní ve svém počátečním úseku, jsou menší než 2 mm a T vlna je konkordantní. Tyto změny jsou označovány jako předčasná repolarizace a jsou benigní. V některých situacích, např. když pacient přichází k vyšetření na ambulanci pro bolesti na hrudi a my nemáme k dispozici jeho starší EKG křivku, mohou být tyto změny velmi zavádějící a obtížné k posouzení. Elevace ST úseku, které jsou nahoru konvexní či přímé naopak představují vždy patologii a jsou projevem nejčastěji akutní ischemie myokardu či perikarditidy.

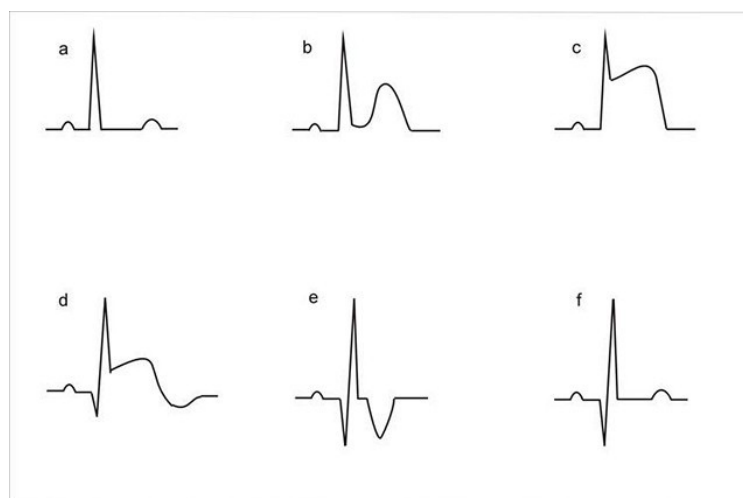
Elevace ST u akutního IM

ST segment odpovídá době mezi elektrickou depolarizací (QRS komplex) a repolarizací (vlna T) komor. Z pohledu akutních stavů v kardiologii je ST segment extrémně důležitý z důvodu, že se do něj projektují změny způsobené akutní ischemií myokardu. V případě totální okluze věnčité tepny a úplné ischemie dané oblasti dochází k elevaci ST úseku, v případě neúplné ischemie je přítomna deprese ST úseku. Elevace ST úseku vznikají poškozením membránového napětí kardiomyocytů ischemií a rozdílným načasováním repolarizace subendokardiálního a subepikardiálního myokardu.

Poprvé byly popsány v roce 1920 lékařem H. Pardeem, a jsou proto označovány jako Pardeeho vlny. Pro ischemii jsou typické elevace ST úseku, které jsou přítomny minimálně ve dvou sousedních svodech a jsou větší než 2 mm ve svodech V1-V4 či větší než 1 mm v ostatních svodech. Sousedními svody se myslí ne svody, ležící vedle sebe na dvanáctisvodovém EKG, ale svody, které zobrazují oblast levé komory, která je zásobená uzavřenou věnčitou tepnou. Pro infarkt spodní stěny jsou to svody II, III a aVF, pro infarkt boční stěny V5-V6, přední stěny V3-V4 a anteroseptální infarkt V1-V4. Co se tvaru týče, jsou elevace při akutní ischemii horizontální (rovné) či konvexní. Naopak netypické pro ischemii jsou elevace konkávního tvaru. Elevace ST úseku je přítomna také u blokády levého Tawarova raménka, hypertrofie myokardu, syndromu časně repolarizace, syndromu bratří Brugada či akutní perikarditidy. Všechny tyto stavy je nutno odlišit od ST elevací způsobených akutním infarktem myokardu.

Změny na EKG při akutním IM v čase

Změny při uzavěru věnčité tepny jsou přítomny na svodech, které zobrazují povodí této tepny. V hyperakutním stavu (první minuty po uzavěru věnčité tepny) se stane vlna T abnormálně vysokou a štíhlou (hrotnatě T) (Obrázek 11b). Následně velmi rychle poté (minuty, desítky minut) dochází k elevacím ST úseku v patřičných svodech (tzv. Pardeeho vlny) (Obrázek 11c). Toto je nejtypičtější známka ischemie (nedokrvění) příslušného regionu myokardu, který je ovšem ještě „živý“, nepodlehne nekróze. Výše elevací ST úseku zhruba odpovídá velikosti ischemické oblasti. Pokud daná věnčitá tepna není otevřena, ischemizované kardiomyocyty odumírají a dochází k nekróze daného regionu myokardu (toto se děje v hodinách). Na EKG se to projeví vývinem patologického Q a postupným poklesem elevací ST úseku, vlna T se invertuje (Obrázek 11d). Ischemie (= elevace ST) může být přítomna jen v oblasti, kde se nacházejí živé kardiomyocyty. V případě vývoje nekrózy je v myokardu přítomna elektricky němá jizva (tj. patologické Q). Pokud není akutně ischemizovaná oblast zásobena kolaterálami z jiné věnčité tepny či zachráněna reperfúzí, kardiomyocyty odumřou do cca 6 hod. od začátku ischemie. Po odumření celé ischemizované oblasti zůstane patologické Q a zprvu navíc invertované vlny T (Obrázek 11e). Ty se mohou po delší době (měsíce až roky) normalizovat a jedinou změnou tak zůstanou patologické Q. Patologické Q již nezmizí nikdy, jizva v dané oblasti myokardu zůstane navždy (Obrázek 11f).



Obrázek 11: Změny EKG při AIM [17]

Elevace ST úseku u perikarditidy

Hlavním EKG známkou u perikarditidy jsou difúzně přítomné elevace ST segmentu, které jsou směrem nahoru konkávní. Elevace ST segmentu jsou přítomny ve více svodech bez toho, že by reflektovaly povodí některé z věnčitých tepen, jako je tomu u infarktu myokardu. Úplně ve všech svodech však nebývají. Ve svodech aVR a V1 jsou přítomny deprese ST segmentu. Kromě elevací ST segmentu se u perikarditidy objevují deprese úseku PR (reflektují poškození síní). Pokud je zánětlivý proces v perikardu na ústupu, ST úseky se normalizují a zpravidla dochází k inverzi vln T.

Deprese ST úseku jsou patologicky vždy, i když je toto znamení často nespecifické. Dle jejich tvaru se někdy dělí na horizontální, descendentní, ascendentní a člunkovité.

Horizontální a descendentní deprese jsou charakteristické pro akutně běžící ischemii myokardu. Najdeme je tak u pacientů s nestabilní anginou pectoris či u pacientů s chronickou námahovou stabilní anginou pectoris při zátěžovém testu, doprovázanému bolestí na hrudi. Klasické „ischemické“ deprese jsou hlubší než 1 mm a jsou přítomny alespoň ve dvou sousedících svodech. Tzv. člunkovité deprese se vyskytují u pacientů léčených digoxinem. Jsou přítomny na rozdíl od ischemických depresí ve všech svodech, nejvíce patrné jsou ve svodech s nejvyšším R. Descendentní deprese jsou nejméně specifické. Jsou přítomny (často s negativní či preterminálně negativní vlnou T) u pacientů s přetížením myokardu, s jeho hypertrofií a raménkových blokády (I, aVL, V5-V6 u LBBB a V1-V2 u RBBB). Ascendentní deprese (označované také jako junkční deprese) jsou nález benigní. Bod J je pod izoelektrickou linií, další průběh ST úseku je trvale vzestupný. Typicky se objevují během zátěže, námahy, v situacích, kdy je aktivován sympatikus.

Patologie intervalu QT

Interval QT vyjadřuje dobu repolarizace komor. Jeho délka závisí na tepové frekvenci, při frekvenci 60/min je do 450 ms u mužů a do 460 ms u žen. Patologicky může být interval QT zkrácen či prodloužen.

Syndrom dlouhého QT (Long QT syndrome, LQT syndrom)

Prodloužení intervalu QT může být buď vrozené či získané. Vrozený se objevuje s familiárním výskytem v důsledku mutací genů, kódujících proteiny membránových kanálů účastnících se repolarizace (typicky pomalých draselných kanálů). Klinicky se projevuje synkopami či náhlými úmrtími v těchto rodinách. Podkladem synkop či náhlých úmrtí jsou polymorfní komorové tachykardie typu Torsades de pointes, vznikajících na podkladě spouštěné aktivity při prodloužené repolarizaci. Získaný LQT syndrom je nejčastěji navozen léky, které prodlužují QT interval. Těch existuje poměrně velké množství. Nejnebezpečnější z nich jsou antiarytmika třídy IA a III, dále některá psychofarmaka a makrolidová antibiotika. Zejména nebezpečné jsou kombinace těchto léků či jejich nasazení u osob s latentním vrozeným LQT.

Syndrom krátkého QT (Short QT syndrome, SQT syndrom)

Tento syndrom je geneticky navozený a způsobený podobně jako LQT mutací genů, kódujících proteiny membránových kanálů účastnících se repolarizace. Jedná se samozřejmě o jiné mutace než v případě LQT. Podobně jako vrozený LQT syndrom má i SQT syndrom familiární výskyt. Patofyziologicky je zkrácena doba repolarizace vyšší aktivitou mutovaných draselných kanálů a tím způsobeným rychlejším transportem draslíku. Na klidovém EKG se tato mutace projeví zkrácením QT intervalu, jako nebezpečné se považuje zkrácení QTc pod 330 ms. Osoby s krátkým QT jsou ohroženy vznikem fibrilace komor. Na rozdíl od LQT syndromu při této abnormalitě se méně často objevují spontánně terminující komorové arytmie, ale rovnou fibrilace komor. První manifestace těchto arytmií tak bývá rovnou náhlá srdeční smrt.

1.6.2 VKG

Vektorkardiogram je jiná forma záznamu elektrických projevů srdce z povrchu těla. Svodový systém je pravoúhlý a tudíž lépe odpovídá zobrazení elektrického pole srdečního v trojrozměrném prostoru a proto je přínosnější pro výzkumnou analýzu elektrického projevu srdce. Neumožňuje ale analýzu poruch srdečního rytmu a to je jeden z důvodů, proč se v praktické elektrokardiografii nerozšířil. Vektorkardiografie má ohraničené využití, pro některé diagnózy je však nezbytná. Tímto způsobem lze včas vykrýt odmítnutí transplantovaného srdce, či analyzovat průběh elektrické činnosti srdce působením léků. Navíc, poněvadž VKG je zdroj a EKG jenom průmět signálu pomocí prostorových transformací (translace, rotace, změna velikosti), je možno eliminovat mimokardiologické faktory ovlivňující elektrokardiogram, např. jiné uložení vývodů, změna polohy srdce během těhotenství atd. Sledujeme-li pohyb okamžitého elektrického sumačního vektoru v prostoru a čase, dostaneme trojici smyček, odpovídajících vlně P, komplexu QRS a vlně T. Takovéto zobrazení se označuje jako vektorkardiogram. Pro představu o elektrickém poli se vektorkardiogram vyhodnocuje ve třech na sebe kolmých rovinách: frontální, transversální a sagitální. Elektrody jsou bipolární a tvoří 3 na sebe kolmé svody: vertikální (elektrody: krk + levá noha), horizontální příčná (střední klavikulární čára vpravo 4. mezižebří + druhá stejně, ale vlevo) předozadní (4. mezižebří nad sternem + druhá ve stejné výši nad páteří).

1.6.3 KGM

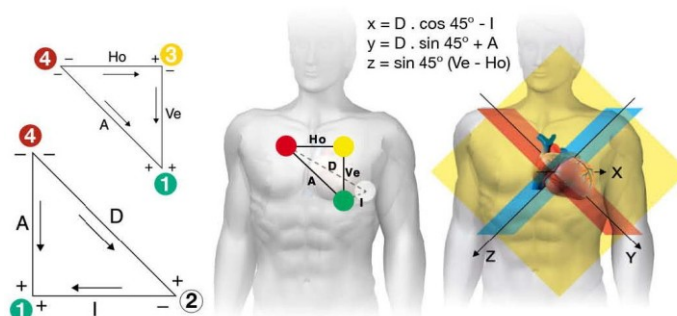
Kardiogonometrie je neinvazivní diagnostická metoda. Metoda umožňuje rychlé sledování metabolických změn a abnormalit v myokardu. Metoda umožňuje také zjištění a lokalizaci patologických změn na srdci při různých onemocněních. Metodu vyvinul Švýcarský lékař Mudr. Ernst Sanz na základě vektorové kardiografie. Společnost Enverdis dále vyvíjela tuto metodu tak, aby mohla být přímo a okamžitě aplikována k diagnostice. Měření se provádí v klidové poloze bez stresu. Data jsou okamžitě počítačem interpretována a hodnoty jsou ihned po testu k dispozici. Díky bezodkladné zpětné vazbě zdravotníkovi, může být ihned zahájena léčba. KGM poskytuje trojrozměrné zobrazení srdeční činnosti srdce, což je přesnější než klasické EKG. Metoda umožňuje také diagnostiku poruchy cirkulace srdce, která bývá předchůdcem infarktu.

Elektrody

Mechanická činnost srdce je založena na vedení elektrických impulzů, jejichž výsledkem jsou měřitelné potenciály. Po zachycení těchto potenciálů, dochází k převodu na digitální hodnoty pomocí bipolárních vodičů A, D a Ve (viz. Obrázek 12). Pro záznam dat jsou potřeba pouze čtyři hrudní elektrody, umístěné v předdefinované geometrické konfiguraci a zemnicí elektroda. Data získaná z vodičů jsou vektorově shrnuta a analyzována jako trojrozměrný časový signál. Vektory získané měřením nejsou z fyziologických důvodů ortogonální. Transformací digitalizovaných dat dochází k převodu na ortogonální tvar. Osy X a Y prochází sagitální rovinou a Z probíhá kolmo na sagitální rovinu. S třemi vektory v ortogonálním tvaru je možné vytvořit 3D obraz. Pomocí 3D zobrazení je možné zobrazit mnohem realističtěji procesy simulující srdeční vedení, než u vektorkardiogramu.

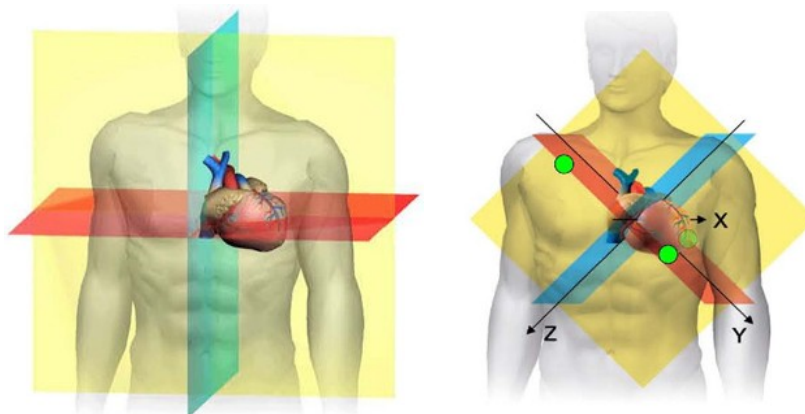
Pozice elektrod (dle Obrázek 12):

- 1) Zelený bod - na místě V4 Wilson (5. mezižebří ve středu klavikulární osy).
- 2) Bílý bod - zadní strana naproti zelené. (za V8 Wilson).
- 3) Žlutý bod – střední klavikulární osa (kolmo nad elektrodou 1).
- 4) Červený bod – 90° úhel na 1-3

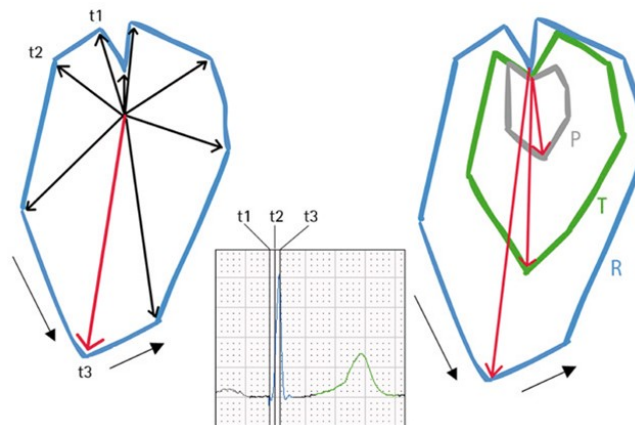
**Obrázek 12: Zobrazení svodů a výpočtů rovin [20]****VCG vs KGM**

VCG zobrazení promítá vektorové roviny rovnoběžné s rovinami těla. Ve výsledku se přední a zadní stěna srdce částečně překrývají, pro diagnostiku je následně nutné dobré vizuální myšlení, aby došlo k pochopení orientace vektorových smyček.

Při KGM jsou hlavní roviny otočeny o 45 stupňů od hlavní osy srdce. Dojde tak k rozdělení srdce na přední a zadní stěnu a lépe se zobrazí vektorové smyčky, které obvykle leží za sebou. Porovnání je zobrazeno na Obrázek 13 níže.

**Obrázek 13: vlevo: roviny používané ve vektokardiografii, vpravo: roviny a osy v kardiogoniometri [20]****Smyčky**

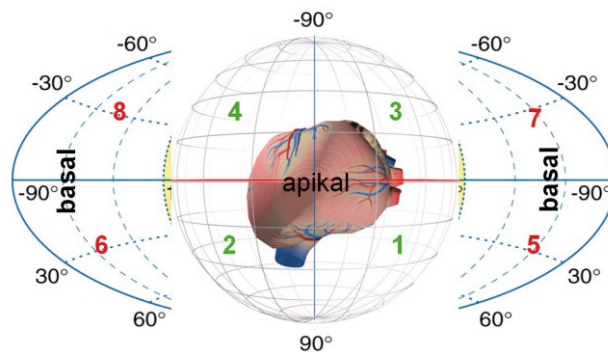
Po digitalizaci a vytvoření os X, Y, Z se definuje přesný směr a orientace aktuálního sumačního potenciálu pro každý časový bod t , viz. Obrázek 14 vlevo. Jednotlivé body jsou chronologicky propojeny tak, aby vytvořily smyčku, viz. Obrázek 14 vpravo.



Obrázek 14: Tvorba smyčky v čase [20]

Detekce

CGM zobrazuje odchylky od typického vedení stimulu jako změny ve směru maximálních vektorů. Proto jsou jedním z nejcitlivějších ukazatelů při ischemii myokardu. Pokud je orientace vektorů mimo referenční rozsah, značí to patologickou situaci. Se zobrazeným výsledkem je možné na displeji volně pohybovat, otáčet a zvětšovat ho, což umožňuje rozměrové zobrazení stavu srdečního vedení. Pro detekci a směr maximálních vektorů se používá sférický souřadnicový systém. Definuje se jako zeměpisná šířka a zeměpisná délka, zobrazení je vidět na Obrázek 15, kde je vrchol srdce umístěn ve středu pohledu.



Obrázek 15: Sférický souřadnicový systém [20]

1.6.4 ECM

Electrocardiographic mapping je neinvazivní 3D mapovací systém shromažďující EKG signál z hrudníku, který kombinuje s CT obrazem, tak aby vytvářel a zobrazoval kompletní elektroanatomickou mapu srdce. Toto mapování umožňuje lékařům velmi přesně charakterizovat abnormální rytmy srdce.

Využívá se vesty osazené 252 elektrodami (Obrázek 16), která v kombinaci s CT (Obrázek 18), je schopná pomocí připojeného monitoru (Obrázek 18), v téměř reálném čase zobrazovat trojrozměrnou elektroanatomickou mapu srdce. Jde o velice přesnou metodu, pomocí které se dá efektně zachytit například vady projevující se při sportu. [20]



Obrázek 16: Umístění 3D EKG vesty na pacientovi [20]



Obrázek 17: CT vyšetření [20]

Postup vyšetření:

Umístění vhodné velikosti vesty na pacienta

Získání CT skenu pacienta

Propojení CT skenu se signály a vytvoření elektroanatomické mapy

Vyhodnocování a analyzování



Obrázek 18: Elektroanatomická mapa srdce na monitoru [20]

1.7 Vliv IM na fyziologické funkce

Srdeční frekvence

Fyziologické hodnoty srdeční frekvence pro zdravé dospělé osoby v klidu jsou 60-90/min. Hodnoty nižší než 60/min. hodnotíme jako bradykardii. Hodnoty nad 90/min jako tachykardii. U nemocných s podezřením na AIM můžeme pozorovat jak bradykardii (při stimulaci vagu), tak tachykardii způsobenou stimulací sympatiku, vyvolanou nadměrným vyplavením katecholaminu v důsledku silné bolesti. Při ústupu bolesti se obvykle zklidní i tepová frekvence.

Krevní tlak

Normotenzní jsou hodnoty 140 mmHg a méně pro systolický tlak, 90 mmHg a méně pro tlak diastolický. Hodnoty systolického tlaku nižší než 100 mmHg označujeme jako hypotenzi. Hodnoty 140 mmHg a více pro systolický a více než 95 mmHg pro diastolický jako hypertenzi. U některých nemocných s AIM je krevní tlak v hodnotách v rozmezí před vznikem AIM. U některých bývá hypertenze většinou provokována bolestí. U nemocných s kardiogením šokem můžeme pozorovat hypotenzi.

Dechová frekvence

Dušnost je subjektivní pocit nedostatku vzduchu se ztíženým dýcháním, někdy se zhoršuje při námaze. Při sledování dýchání nemocného zjišťujeme kvalitu, frekvenci a pravidelnost dechu. Normální počet vdechů u dospělého člověka je 14-18/min. Měření provádíme jednu minutu, počítáním pohybu hrudníku nebo pomocí diagnostických metod. Pokud možno tak, aby o tom nemocný nevěděl, protože dýchání je ovlivněno vůlí. Na počátku AIM bývá zvýšená dechová frekvence zejména vlivem bolesti, strachu, nebo může být příznakem levostranného srdečního selhání. U starších osob můžeme pozorovat CheynovoStokesovo dýchání, které je charakteristické zvláště při přítomnosti šoku a srdečního selhání. [18]

2 PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část práce byla vytvořena pro kampaň Žijesh srdcem neziskové organizace Loono. Loono vzniklo před 6 lety a zabývá se prevencí lidského zdraví. Organizace má 150 členů, především mediků a mladých lékařů. Pořádají vzdělávací workshopy, panelové diskuze a přednášky, píší články, natáčí videa a dodávají edukační materiály do ordinací lékařů. O zdraví a těle mluví srozumitelně, nestraší děsivými statistikami a inspirují ostatní, aby se o sebe starali rádi a zavčas. Záštitu nad nimi převzala 1. Lékařská fakulta Univerzity Karlovy. Ve firmách a školách uspořádali přes 1600 workshopů a školení, na kterých naučili přes 83000 lidí, jak správně a pravidelně vyšetřovat prsa a varlata. 47 z nich díky tomu odhalilo rakovinu včas. Na úspěšnou kampaň Prsakoule navázala před dvěma lety kampaň Žijesh srdcem, pro kterou byl tento model vytvořen. Účastníkům workshopů a školení by měl přiblížit, co se děje v lidském srdci a jaké jsou důsledky akutního infarktu myokardu. Poslední kampaní Loono je Dole dobrý, která se zabývá pohlavními nemocemi. A v neposlední řadě bylo Loono průkopníkem chytré karantény v průběhu špatné epidemiologické situace způsobené nemocí COVID-19.

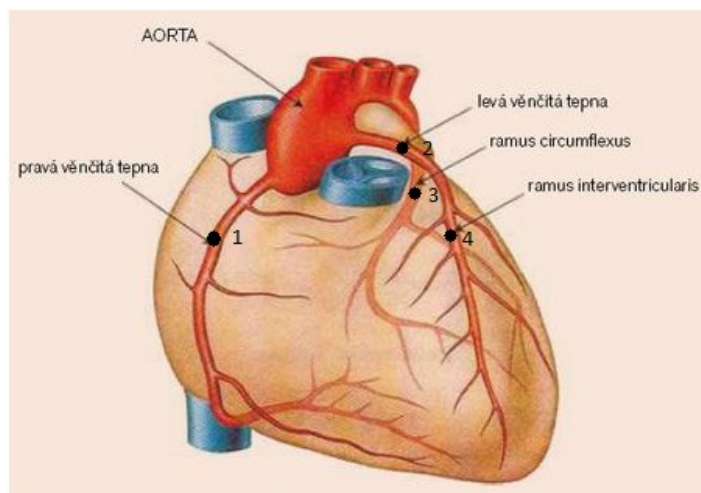
2.1 Návrh a realizace modelu srdce

Model srdce byl realizován tak, aby co nejlépe odpovídal reálnému anatomickému srdci. Pro modelaci IM jsou stěžejní koronární cévy, proto bylo požadavkem, aby na modelu tyto cévy byly opravdu vidět. Dále bylo požadavkem, aby srdce bylo interaktivní, tedy aby si uživatel model mohl vzít do rukou a sám provést ucpání cévy. Pro tento účel byly navrženy optočleny fungující v modelu jako optobrány. Model byl konstruován tak, aby do něj mohly být umístěny veškeré součásti HW a běžný uživatel s HW nebyl nijak v kontaktu. Aby mohlo docházet k úpravám a případným opravám, bylo nutné model řešit tak, aby bylo snadné dostat se k součástkám umístěným uvnitř. Připevnění jednotlivých součástí HW k samotnému modelu bude řešeno pomocí tavné pistole. Ta byla vybrána jako levné a rychlé řešení.

2.1.1 Parametry

Požadavky na model byly především co největší podobnost s reálným srdcem dospělého člověka. Délka modelu by tedy měla být 12 cm a šířka 8-9 cm. Model by měl být také dostatečně velký, aby do něj mohly být umístěny veškeré součásti HW. Model musí být z materiálu, který prosvítí LED a do kterého bude možné vrtat. Jednotlivé součásti HW budou k modelu připevňovány tavnou pistolí, je tedy potřeba použít materiál, který bude mít vyšší bod tání, než polypropylenové tavné tyčky, které se používají jako náplně do tavné pistole, jejich teplota tání je 160 °C.

Na základě konzultace s kardiologem byly zvoleny 4 místa, ve kterých bude docházet k simulaci IM (Obrázek 19).

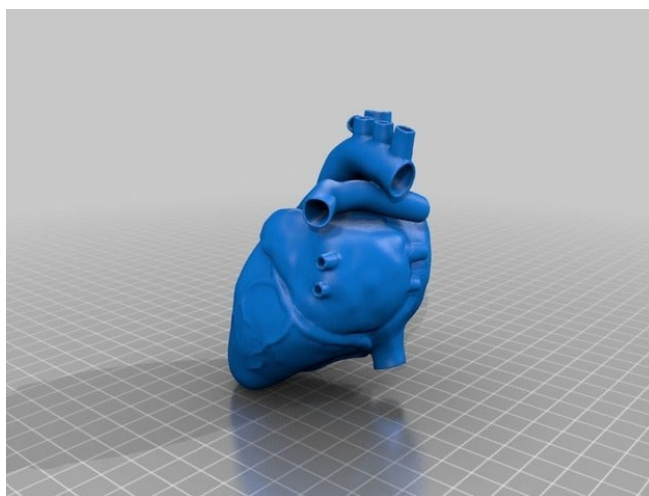


Obrázek 19: Návrh umístění trombů

2.1.2 Realizace

Model byl vytištěn na 3D tiskárně ORIGINAL PRUSA i3 MK3S z PLA tryskou 0.4 mm, teplota trysky při tisku byla 215 °C. Byla použita bílá barva, aby nebyla narušena barva LED pásky a zároveň, aby model skutečně odpovídal realitě, kdy srdce, které není naplněné krví, je bílé. Pro možnost umístění součástek dovnitř modelu, byl model vytištěn ze dvou částí, spojených pomocí šesti magnetů (Obrázek 21), které byly pomocí tavné pistole přilepeny ve třech protilehlých dvojicích tak, aby byl k součástkám umožněn snadný přístup.

Model srdce byl vyhledán na webovém portále www.thingiverse.com a následně byl upraven dle požadavků pomocí oneshape.com (Obrázek 20). Model vytvořil Brian Locicero ze San Franciska, CA, USA. Po vytištění model splňuje veškeré stanovené parametry.

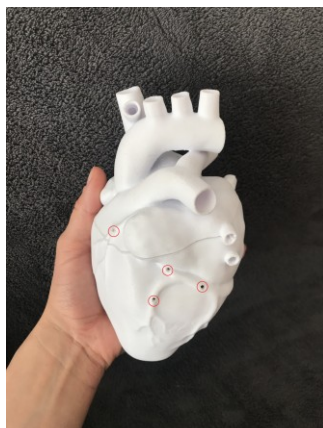


Obrázek 20: Model v aplikaci oneshape.com



Obrázek 21: Umístění magnetů (červeně označeno)

Do modelu byly navrtány 4 otvory ruční akumulátorovou vrtačkou vrtákem o průměru 2 mm, umístění otvorů je vyznačeno červeně na obrázku 22. Otvory byly vyvrtány do oblastí cév tak, aby mohl být následně model interaktivní a bylo možné do cévy fyzicky vkládat překážku tak, aby simulovala trombus a následně došlo k ischemii.



Obrázek 22: Vytištěný 3D model s otvory

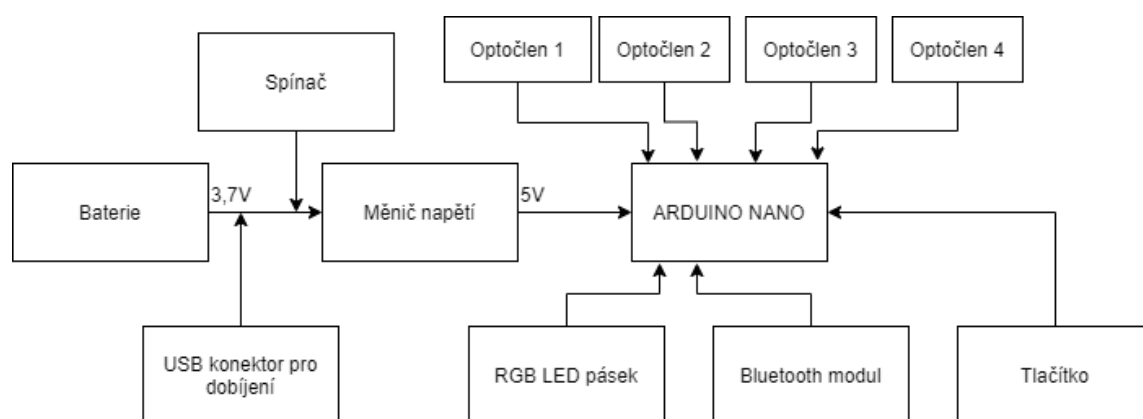
Pro simulaci trombu byl vytištěn kolíček o délce 3 cm a poloměru 1,5 mm s očkem na konci, aby mohl být přivázán k modelu a nedošlo ke ztrátě. Na obrázku 23 je vidět trombus při vložení do jednoho z otvorů.



Obrázek 23: Trombus

2.2 Návrh a realizace HW pro demonstraci AIM

Mezi požadavky modelu patří, aby byl snadno ovladatelný. Nezávislý na elektrickém zapojení. Model musí být dále schopný komunikovat s PC a bezdrátově přenášet data. Na Obrázek 24 je blokové schéma návrh HW. Celý model je napájen baterií, která se dá dobít pomocí USB konektoru, k zapnutí a vypnutí model slouží spínač, pomocí kterého dochází k přivedení proudu z baterie do modelu. Pro převod napětí 3,7 V, které je na baterii, na napětí 5 V, které je požadováno pro další součástky HW, slouží měnič zapojení. Napětí 5 V je přiváděno do ARDUINO NANO, na které je umístěn čip AT MEGA. Na čip jsou dále napojeny všechny součástky HW, tedy optočleny, RGB LED pásek, Bluetooth modul a tlačítko. Jednotlivé součástky jsou detailně popsány v kapitole 2.2.1.



Obrázek 24: Blokové schéma konstrukce HW

2.2.1 Výběr vhodných součástek

Součástky byly vybírány tak, aby odpovídaly požadavkům na samotný model, aby byly co nejmenší a cenově nenáročné. V následujících podkapitolách jsou vypsány a popsány jednotlivé části HW.

RGB LED pásek

Na RGB LED pásek (Obrázek 25) byly dané specifické nároky: napětí 5 V, aby korespondovalo s napětím přiváděným na ARDUINO NANO, programovatelnost jednotlivých diod a dostatečná hustota diod a délka pásku, aby došlo k pokrytí dostatečné části modelu. Byl vybrán adresovatelný LED pásek s inteligentním čipem WS2812B. Jedná se o LED s vestavěným řadičem, který obstarává napájení jednotlivých segmentů a řízení jejich jasu pomocí PWM. WS2812 jsou známé pod názvem „NeoPixel“. NeoPixel mají rozhraní SPI a mnohem vyšší frekvenci PWM, což jej činí vhodným pro tzv. light painting (fotografie s dlouhou expozicí, efekty ve výpletu jízdního kola atd.). Specifika pásku jsou uvedeny v Tabulka 1.

Diody NeoPixel (WS1812) se nastavují jediným vodičem, na kterém jsou nuly a jedničky signalizovány různě dlouhými pulzy s časováním. Konec dat (zobrazení barev a příprava na další rámec) se signalizuje prodlevou asi 50 μ s. Přenos probíhá v pořadí: Green, Red, Blue a bity se posílají v pořadí od nejvyššího (7) po nejnižší (0). Detail pásku je vidět na obrázku 26. [24]

Tabulka 1: Parametry RGB LED [24]

Barva	RGB
Napětí	5V
Příkon	18 W/m
Počet	119 ks



Obrázek 25: RGB LED pásek



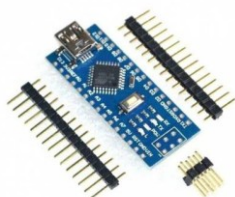
Obrázek 26: Detail RGB LED pásku

Arduino NANO

Model je řízen pomocí čipu AT MEGA 328, který byl zakoupen jako součást Arduino NANO V 3.0. Arduino NANO je malá kompaktní deska, která je lehce připojitelná k napájení a lehce programovatelná pomocí jazyku Wiring přes USB přímo z PC. Deska je napájena 5 V a jednotlivé piny mohou generovat nebo akceptovat maximální proud 40 mA. Dále obsahuje interní pull-up rezistor na 20–50 k Ω . Obsahuje 14 digitálních pinů, které lze použít jako vstupy nebo výstupy, nastavení jednotlivých pinů probíhá softwarově pomocí funkcí digitalWrite(), digitalWrite(). Sériový kanál používá pin pro příjem RX (recieve) a pro posílání TX (transmit), ty jsou připojeny na piny FTDI USB-to-TTL čipu. Arduino NANO má 8 analogových vstupů, které poskytují rozlišení 10 bitů, to znamená 1024 různých hodnot. Dále obsahuje piny LED, OUT, S0, S1, S2 a S3, které slouží k propojení se senzory. Posledními piny jsou RXD a TXD, které jsou připojeny na piny D10 a D11. Parametry Arduina NANO jsem uvedeny v tabulce 2. [9]

Tabulka 2: Parametry čipu AT MEGA 328 [9]

Procesor	AT mega 328
Provozní napětí	5V
Počet analogových vstupů	16 pinů
Počet digitálních vstupů	14 pinů
Proudové zatížení na 1 pin	40 mA
Flash paměť	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Rychlost hodin	16 MHz
Výška	18 mm
Šířka	45 mm
Váha	7 g



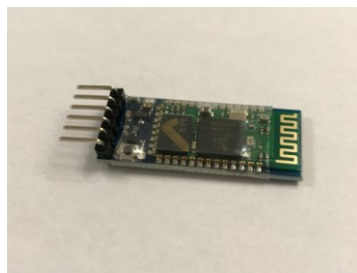
Obrázek 27: Arduino Nano

Bluetooth modul

Pro bezdrátové propojení čipu s PC, byl zvolen Arduino bluetooth modul HC-05 (Obrázek 28). Modul obsahuje verzi Bluetooth 2.0 a komunikuje s Arduinem pomocí sériové linky rychlostí 9600 baudů. Spojení probíhá v pásmu 2,4 GHz. Dosah modulu je 10 m, což je vzhledem ke stanovené potřebě dostatečné. Stav přenosu je indikován příslušnou LED. V případě, že periodicky bliká, není propojení plně navázáno. Pokud svítí, spojení je zachyceno a nastává přenos dat ze vstupu. Parametry modulu jsou uvedeny v tabulce číslo 4. [42]

Tabulka 3: Parametry bluetooth modulu [42]

Výchozí přenosná rychlost	9600
Provozní napětí	3.3V
Vstupní napětí	3.3 ~ 6 V
Rozměry	35 * 15 mm
Hmotnost	7 g
Proudový odběr při komunikaci	Max. 10 mA



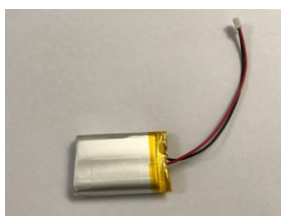
Obrázek 28: Arduino bluetooth modul HC-05

Baterie

Aby mohl být model samostatně funkční bez napojení na zdroj, byla pro jeho napájení zvolena lithium-iontová baterie (Obrázek 29). Byla zvolena pro svou vysokou kapacitu v porovnání se svým objemem a hmotností. Dalším důvodem byl požadavek, aby nebyl model zbytečně otevírán a bylo tedy možné jeho dobíjení, nikoliv výměna baterií. Tímto řešením bylo také zajištěno, že nebudou vznikat další náklady pro nákup nových baterií, model je možný kdykoliv, kdekoliv dobít. Parametry baterie jsou uvedeny v tabulce číslo 5.

Tabulka 4: Parametry baterie

Napětí	3,6 V
Kapacita	2000 mAh
Maximální proud	30 A



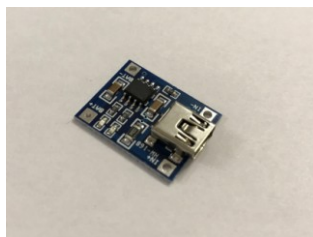
Obrázek 29: Akumulátor pro provoz modelu

Nabíječka Li-Ion baterie

Pro snadné dobíjení Li-Ion baterie byl do modelu použit modul určený pro nabíjení lithiových článků z USB portu (Obrázek 30). Jeho parametry jsou uvedeny v tabulce 3. [26]

Tabulka 5: Parametry USB konektoru [26]

Hlavní čip	TP4056
Konektor	USB mini
Piny	IN+, IN-, BAT+, BAT-
Napájení	4,5 - 5,5 V
LED status	nabíjení, nabito



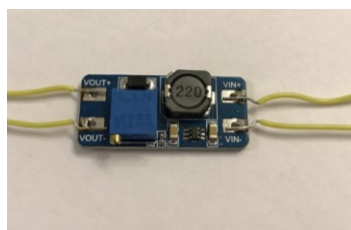
Obrázek 30: USB konektor pro nabíjení baterie

Step-UP měnič MT3608

Zvolené součástky v HW pracují s napětím 5V, ale baterie má napětí 3,6 V, proto byl do obvodu přidán modul k převodu napětí na vyšší úroveň (Obrázek 31). Jedná se o step-up modul, který převádí nižší vstupní napětí na vyšší výstupní napětí na principu spínaného měniče dobíjecího přes diodu kondenzátor na vyšší napětí než je napětí zdroje. V modelu byl modul nastaven víceotáčkovým potenciometrem na výstupní napětí 5 V. Součástí modulu je ochrana proti zkratu a přehřátí. Hlavními výhodami zvoleného měniče jsou jeho kompaktní rozměry, účinnost až 93 % a snadné použití. Parametry měniče jsou uvedeny v tabulce číslo 6. [27]

Tabulka 6: Parametry měniče napětí [27]

Maximální výstupní proud	2 A
Vstupní napětí	2 V ~ 24 V
Maximální výstupní napětí	28 V
Účinnost	≤93%
Rozměry	36*17*14 mm



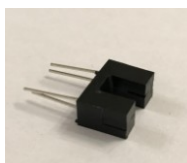
Obrázek 31: Měnič napětí

Optočlen

Aby mohl být model interaktivní a uživatel mohl sám mechanicky přerušit symbolický tok krve, byly pod otvory v modelu umístěny optočleny, které po vložení překážky do otvoru fungují jako optická závora. Přerušením paprsku dojde ke změně programu, kdy se světelný program modelu změní tak, jak kdyby došlo k přerušení krve a dojde ke změně dat v aplikaci viz. kapitola 2.3.4. Konkrétně bylo použito čidlo LTH301-07 fungující jako fotooptický snímač. (Obrázek 32) [28]

Tabulka 7: Parametry čidla [28]

Typ čidla	Optočlen
Typ výstupu	Tranzistorový
Druh optočlenu	Štěrbionvý s clonou
Rozměry	5 mm x 0,5 mm
Vstupní napětí	1,2 V
Maximální výstupní napětí	30 V



Obrázek 32: Optočlen

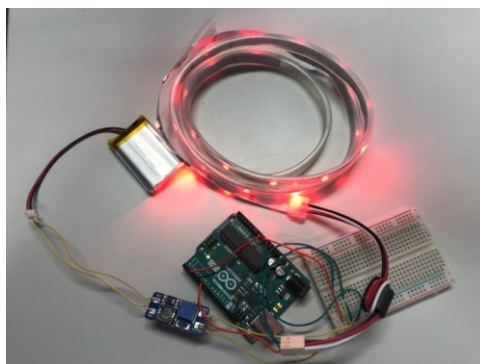
Tlačítko a spínač

Pro reset celého modelu je součástí HW tlačítko. K zapnutí a vypnutí celého modelu byl použit dvoupolohový spínač. (Obrázek 33)



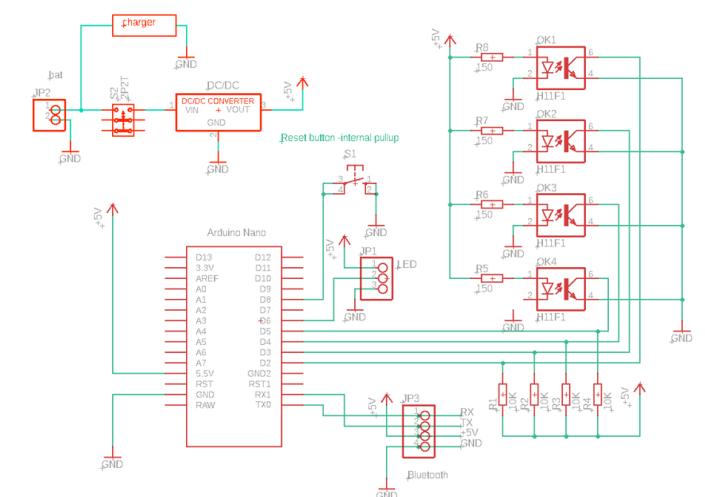
Obrázek 33: Tlačítko (vlevo) a spínač

Celý HW byl postupně testován na nepájivém poli na Obrázek 34 je vidět test zapojení baterie. Pro testy byla použita deska Arduino UNO u které není na rozdíl od Arduino NANO nutné součástky pájet.



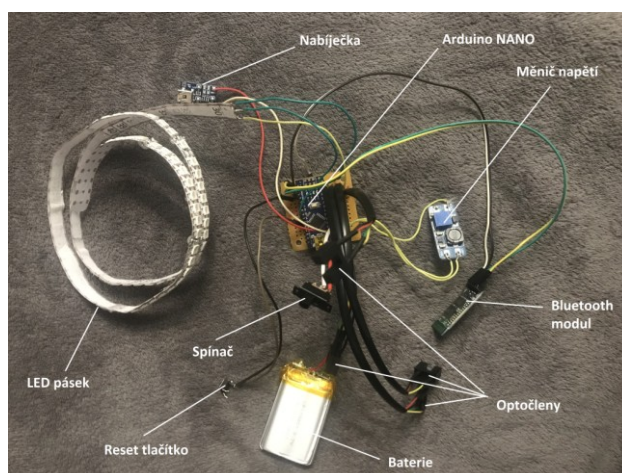
Obrázek 34: Testování baterie na nepájivém poli

Po otestování jednotlivých částí HW na nepájivém poli, byly jednotlivé součástky spojeny pomocí plošného spoje tak, aby vznikl kompletní HW. Na obrázku 35 je elektrické schéma celého HW. LED pásek byl napojen na desku Arduino Nano na pin číslo 6. Piny 2, 3, 4, a 5 byly použity pro napojení optován, před které byly umístěny dle datasheetu odpory. Pin číslo 8 byl použit pro napojení tlačítka sloužícího pro reset. Bluetooth modul byl s Arduino NANO propojen následující způsobem, RX bylo propojeno s RX1 pinem, TX s pinem TX0, GND se zemí Arduina a VCC 5 Arduina. Zapojování jednotlivých součástek bylo provedeno dle datasheetů k jednotlivým komponentům.



Obrázek 35: Elektrické schéma HW

Na obrázku 36 je kompletní HW s popisem, Arduino NANO bylo umístěno na desku plošného spoje, na kterou byly následně páječkou pomocí pájky umístěny jednotlivé součástky. Pro pájení byla použita ruční mikropáječka, pájeno bylo naměkko, tedy slitinou mědi a cínu za pomoci kalafuny. Většina součástek musela být umístěna volně na vodiče tak, aby mohly být součástky dle potřeby nalepeny dovnitř modelu. Optočleny byly umístěny pod navrtané otvory, pro nabíječku byla využita dolní dutá žíla, tak aby mohl být model dobíjen, aniž by byl otevřen. Horní dutá žíla byla využita pro umístění reset tlačítka. LED pásek byl vlepen tak, aby bylo při rozsvícení kopíroval koronární cévy.



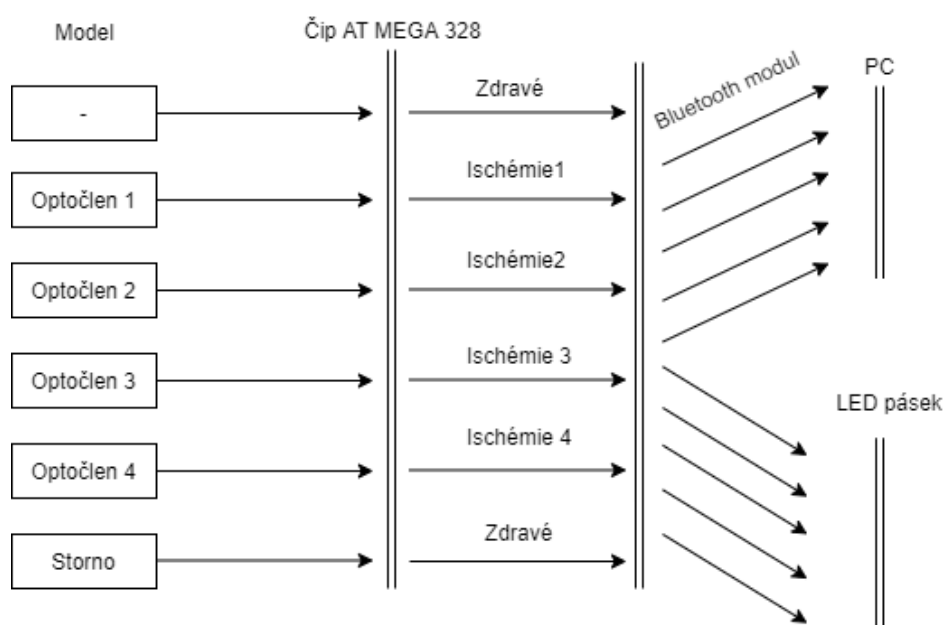
Obrázek 36: Popis HW

2.3 Software

SW se skládá ze dvou částí, první polovina SW bylo naprogramování samotného LED pásku a druhou částí bylo vytvoření komunikace mezi modelem a aplikací s vytvořením aplikace samotné, která byla vytvořena pro platformy s Windows, ten byl zvolen vzhledem k tomu, že Loono, pro které byl prioritně model navrhnout, má notebook s Windows jako podmínku každého svého školení. Model byl ale navržen tak, aby mohl fungovat i bez propojení s aplikací, tedy pouze jako fyzický model bez zobrazování umístění a rozsahu IM.

2.3.1 Komunikační protokol

První článkem komunikace je samotný model, na který jsou umístěné optočleny. Dojde-li k sepnutí jednoho z optočlenů, dochází k přenesení této informace do čipu. Čip odesílá informaci dvěma způsoby. Pomocí kabelu do LED pásku a pomocí Bluetooth do aplikace. V aplikaci jsou pomocí GUI zobrazována fyziologická data (kapitola 2.4).



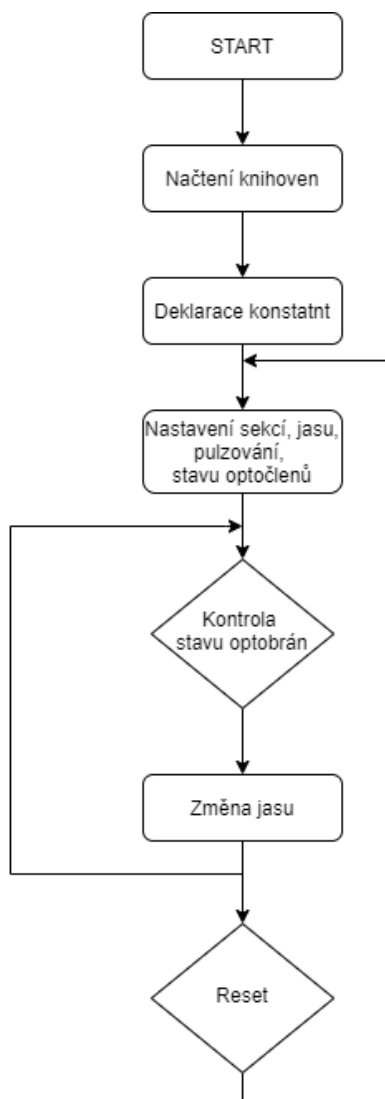
Obrázek 37: Komunikační protokol

2.3.2 SW pro LED pásek

SW pro mikrokontrolér umístěný na Arduino NANO desce, kterým je řízený LED pásek, byl naprogramován pomocí Arduino IDE, které je napsané v jazyce Java. Tento software vznikl ve výukovém prostředí Processing. Pro ovládání pásku byly importovány knihovny Neo_pixel a GFX. Pro možnost nahrávání kódu do desky Arduino nano přes USB Mini-B byl do PC nainstalován driver pro USB převodník CH340G.

V kódu bylo vytvořeno 5 sekcí, v každé sekci jsou uloženy konkrétní LED. U 4 sekcí dochází po sepnutí přiděleného optočlenu ke ztlumení jasu LED. 5. sekce pulzuje stále. Dojde-li ke ztlumení jedné ze sekcí, u ostatních LED dochází ke změně rytmu blikání tak, aby model odpovídal reálnému pulzu při IM.

Obrázek 38 vyobrazuje vývojový diagram SW pro vizualizaci dat. Po spuštění programu dojde k načtení jednotlivých knihoven, následně se deklarují konstanty, nastaví jas, světlené pulzování a stavy jednotlivých optobrán. Dále probíhá ve smyčce kontrola optobrán s následnou úpravou jasu, pokud nedojde ke stisknutí tlačítka restart.



Obrázek 38: Vývojový diagram SW

Na obrázku 39 je ukázka kódu napsaného v ARDUINO IDE pro řízení stavů LED pásku. Ukázka kódu zobrazuje přidělení jednotlivých pinů optočlenům a LED pásku. Dále přidělení jednotlivých LED do sekcí, nastavení jasu těchto sekcí a přidělení stavů optobránám.



Obrázek 39: Ukázka Arduino kódu

Na obrázku 40 je ukázka kódu, kde dochází k nastavení jasu a rychlosti pulzování při jednotlivých stavech v závislosti na sepnutí optočlenů.

```

int modulosekce = 2;
int rychlostzhas = 7; // rychlost zhasnutí sekce
int modulocas = 4; //konstanta pro modulo, odedcteni hodnot pro bliknutí
int strmost = 2 ;// strmost poklesu jasu
unsigned long lastMillis = 0;

void kontrolaOpto()
{
    if(digitalRead(OPTOBRANA_1))
    {
        resetFunc(); // reset
        modulocas = 3;
        strmost = 3 ;
        stavOpto1 = 1;
    }

    if(digitalRead(OPTOBRANA_2))
    {
        resetFunc();
        stavOpto2 = 1;
    }
}

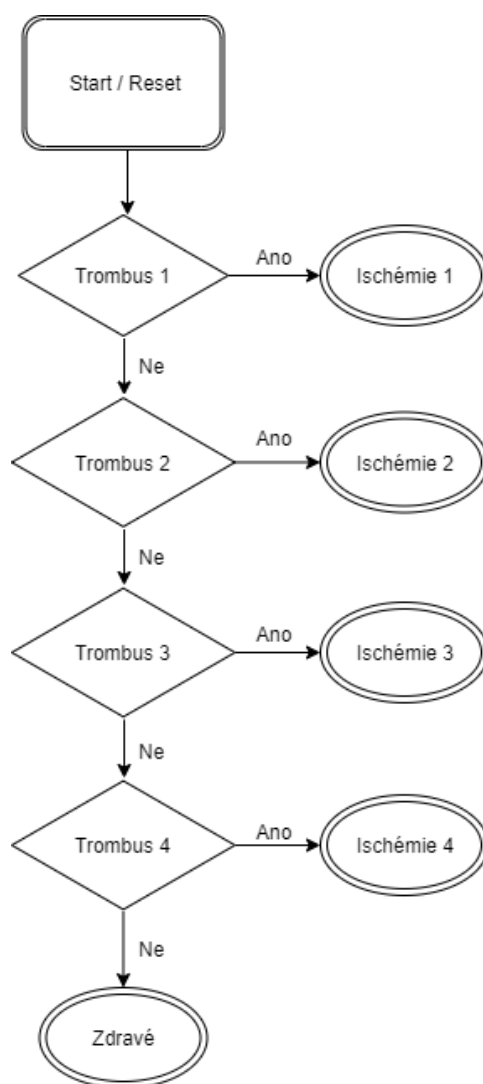
```

Obrázek 40: Ukázka Arduino kódu II

2.3.3 SW pro zobrazení dat

Pro vytvoření programu zobrazujícího fyziologická data v závislosti na stavu modelu bylo použito Microsoft Visual Studio. Funkce programu je popsána na vývojovém diagramu níže (Obrázek 1). Pomocí MVS byla vytvořena komunikační linka. Po zapnutí modelu a jeho propojení s aplikací pomocí Bluetooth modulu, na kterém bylo ponecháno defaultní nastavení s názvem „HC-06“ a kódem 1234, dojde k vyhodnocení stavu, podle toho, jestli byla sepnutá jedna z optobrán či nikoliv. Následně jsou na obrazovce zobrazena data podle přiděleného stavu viz.

Tabulka 8, je tedy vyhodnoceno, zda se zobrazí stav Ischémie 1, Ischémie 2, Ischémie 3 Ischémie 4 nebo stav Zdravé. V tomto stavu model setrvává, dokud nedojde na modelu ke stisknutí tlačítka pro reset.



Obrázek 41: Vývojový diagram komunikace

Ukázka kódu

Část kódu, která provádí nalezení portu a následné ošetření, při připojení se bez vybraného portu je na Obrázek 42. Nedojde-li k vybrání portu a uživatel vyžaduje připojení, je zobrazena chybová hláška: „Nemáte vybraný port“.

```
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64

private void btnConnect_Click(object sender, EventArgs e)
{
    try
    {
        if (serialPort1.IsOpen)
        {
            timer1.Stop();
            serialPort1.Close();
            btnConnect.Text = "Připojit";
        }
        else
        {
            if (cbSerialPorts.SelectedIndex != 0) {
                serialPort1.PortName = cbSerialPorts.SelectedItem.ToString();
                serialPort1.Open();
                btnConnect.Text = "Odpojit";
                // Dechfce.AppendText("PŘIPOJENO");
                timer1.Start();
            }
            else
            {
                MessageBox.Show("Nemáte vybraný port", "CHYBA", MessageBoxButtons.OK, MessageBoxIcon.Error);
            }
        }
    }
}
```

Obrázek 42: Ukázka kódu

2.3.4 Vizualizace dat

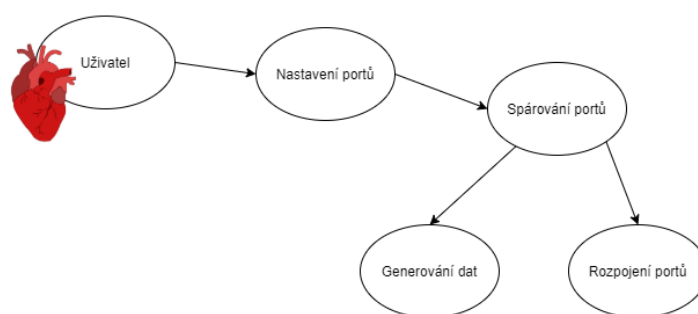
Pro vizualizaci dat byla zvolena platforma s operačním systémem Windows od firmy Microsoft. Komunikace s platformou, ve které dochází ke zobrazení stavu a simulaci pacientského monitoru, je řešena pomocí bluetooth modulu viz. kapitola 2.2.3.

Přenos datové informace je dán nastavením mezi jednotlivými komponenty. Jejich komunikace je ve vztahu master/slave. Komunikace je nastíněna v komunikačním protokolu (Obrázek 37). Master tedy zařízení, které přebírá jednosměrné řízení je v případě modelu SRDCE ze strany přístroje Arduino NANO a například PC. Slave pak odpovídá bluetooth modulu a optočlenům. I²C je sériové sběrnice, které slouží k zapojení nízkorychlostních periférií, propojuje senzor, mikroprocesor a bluetooth modul. Bluetooth modul s koncovým zařízením ve formě PC je naopak založen na rádiovém přenosu, jelikož nositelem dat je rádiová vlna. Komponenta mikroprocesoru (master) zahajuje přenos dat a vytváří hodinový signál (CLK), s ostatními procesy (slave) řídí přenos dat pomocí specifických adres. Princip je založen na zaslání START bitu, čímž dojde ke změně datové linky ze stavu LOW na HIGH, pokud je nastavena na stav LOW dochází k zaslání všech ostatních bitů. Po aktivaci start bitu je SDA linka nastavena z úrovně HIGH na LOW. Slave kontinuálně hlídá stav obou linek a nereaguje na ostatní podněty (příkazy) dokud nedojde k změně stavu, která je rovna start bitu. Poté je odeslán bit, který je adresou koncového zařízení. Ta má velikost 7 bitů a díky tomu je možné zapojit až 128 komponentů s různými adresami. Posledním bitem tedy č. 8 je definován směr toku dat, který je označován jako R/W (Read/Write). Jak plyne z názvu, slouží k informaci, zda jde o zápis či čtení dat. V případě, že jde o čtení je bit nastaven na 1 a v druhém případě zápisu je hodnota bitu 0. Jakmile slave detekuje adresu, ověří ji, zda je shodná s identifikátorem a pokud ano, je zaslán ACK bit. Tím je potvrzen příjem dat, nebo neúspěch přenosu. Následně master pokračuje v zaslání dalších bitů, nebo

ho ukončuje a to STOP bitem, tedy změnou stavu z LOW na HIGH na lince SDA, pokud je i signál CLK ve stavu HIGH. Celá komunikace je implementována softwarově.

Poloha vzniku ischemie je zaznamenána pomocí optobrán, které odesílají informaci do PC a následně jsou zobrazeny fyziologické funkce a umístění polohy.

Pro vizualizaci dat bylo zpracováno v Microsoft Visual Studiu Windows Forms. Pomocí MVS byla vytvořena komunikace, která přijímá data z Bluetooth modulu a následně podle stavu zobrazuje přiřazená data. Připojení Bluetooth je řešeno pomocí sériové linky, Bluetooth bylo. Uživatel pouze provede vyhledání modelu a následně se začnou zobrazovat aktuální data a EKG. Připojení modelu k platformě popisuje Use case diagram (Obrázek 43). Uživatel po zapnutí Windows Forms provede spárování modelu s PC, následně se začnou generovat data nebo je možné model odpojit.



Obrázek 43: Use case diagram

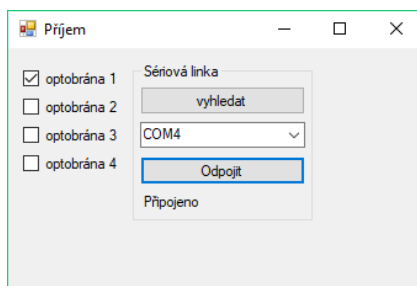
Pro spuštění aplikace byla vytvořena ikona se symbolem srdce a celá aplikace byla pojmenována SRDCE, ikona je na Obrázek 44.



SRDCE

Obrázek 44: Ikona aplikace

Před vytvořením finálního GUI bylo vytvořeno testovací uživatelské prostředí (Obrázek 45), pomocí kterého byla testována sériová linka a odesílání pomocí Bluetooth modulu.

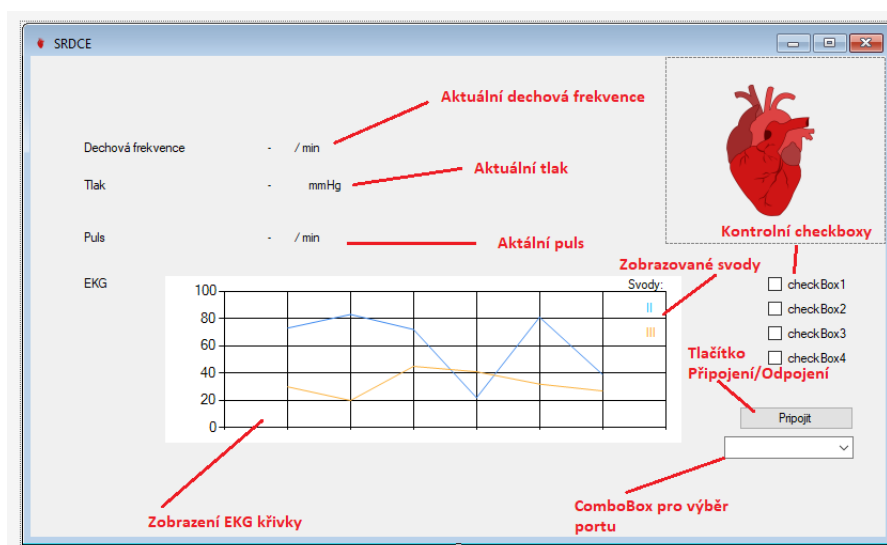


Obrázek 45: Zobrazení v PC při testování komunikace

GUI

V uživatelském prostředí vytvořeném pomocí Microsoft visual studia jsou zobrazovány fyziologická data zvolená na základě teoretického rozboru. Uživatel po otevření programu a vybrání portu, pomocí tlačítka „Připojit“, připojí model a v programu se v závislosti na aktuálním stavu modelu zobrazí tlak, srdeční frekvence, dechová frekvence a EKG. Dojde-li ke změně stavu modelu, Bluetooth modul odešle informaci a v programu se fyziologická data změní tak, aby odpovídala aktuálnímu stavu. Data zobrazující se v GUI odpovídají tabulce 8.

Grafické rozhraní, které bylo tvořeno pomocí Windows Forms je popsáno na Obrázek 46. Níže je seznam a stručný popis jednotlivých prvků a funkcí, které byly použity.



Obrázek 46: Popis GUI

Na obrázku 48 je ukázka kódu, kde dochází k nadefinování jednotlivých hodnot pro stavy Ischemie v závislosti na stavu optočlenů, hodnoty korespondují s tabulkou 8.

```
if (datar[3] == '0') // Ischemie 4
{
    chb4.BackColor = Color.Gray;
    chb4.Checked = true;
}
else
{
    chb4.BackColor = Color.Red;
    chb4.Checked = false;
    Dechfchodnota.Text = "22";
    Tlakhodnota.Text = "140/90";
    Pulshodnota.Text = "100";
    lokalizace.Text = " Svody: ";
    svodI.Text = "V7";
    svodII.Text = "V8";
    typGrafu = 4;
}

if (datar[0] == '0' && datar[1] == '0' && datar[2] == '0' && datar[3] == '0') // nastavení hodnot pro stav, kdy není sepnuta žádná optočlena
{
    Dechfchodnota.Text = "16";
    Tlakhodnota.Text = "120/70";
    Pulshodnota.Text = "65";
    lokalizace.Text = " ";
    svodI.Text = " ";
    svodII.Text = " ";
    typGrafu = 0;
}
```

Obrázek 47: Ukázka kódu MVS

- **Chart**

Pro zobrazení EKG křivky byla použita funkce chart, pro kterou byla vytvořena třída s potřebnými daty pro zobrazení jednotlivých grafů. Použitá data byla vyhledána v databázi physionet.org, podle příslušného místa vzniku IM. V grafu se vždy zobrazují 1-2 svody dle potřeby, v pravém horním rohu okna grafu, se zobrazuje popis s aktuálním označením svodu. Typ grafu byl zvolen Line.

- **SerialPort.GetPortNames**

Aby model komunikoval s PC a došlo k propojení s aplikací, byla použita funkce SerialPort.GetPortNames, která zobrazuje dostupné porty.

- **Timer**

Timer byl použit dvakrát, jedno pro opakovaná načítání dat na vstupu optočlenů a podruhé pro zobrazení dat v čase v okně chart.

- **Label**

Pro veškeré popisy byl použit prvek Label, který byl také využit pro zobrazování aktuálních funkcí

- **Button**

Prvek Button složí pro připojení a odpojení modelu.

- **ComboBox**

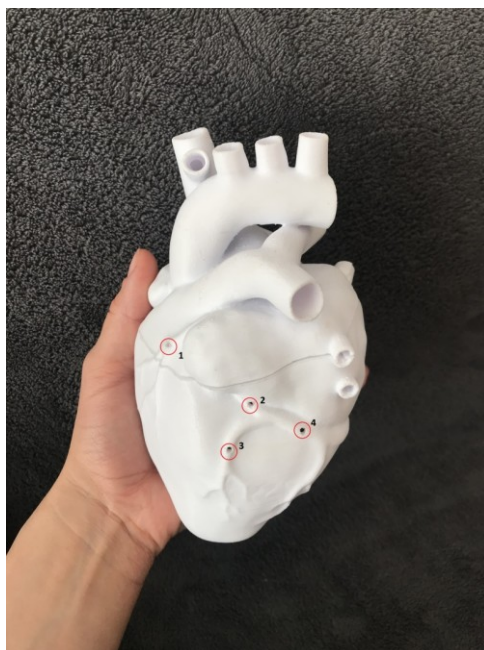
ComboBox byl použit pro vytvoření seznamu k výběru portu.

- **Anchar**

Pomocí funkce anchor byla aplikace upravena tak, aby byla kompatibilní při jakémkoliv nastavení velikost okna.

- **Chackbox**

Chackboxy byly do aplikace umístěny pouze z důvodu testování komunikace. Pro uživatele jsou skryty.



Obrázek 48: Očíslování trombů pro Tabulka 8

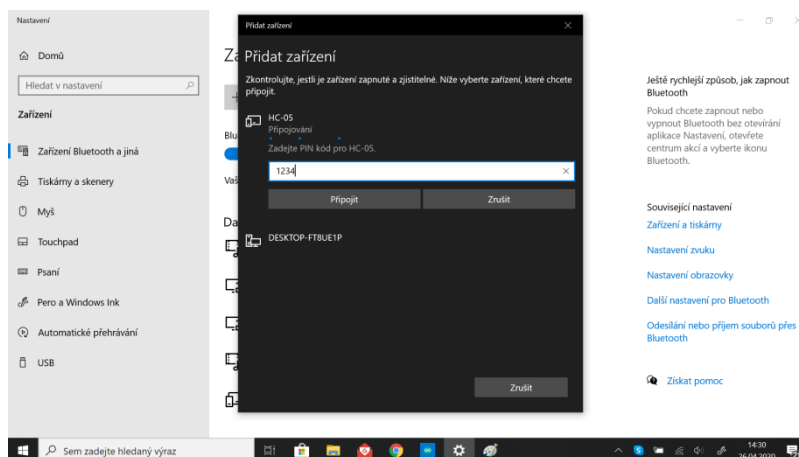
Tabulka 8: Tabulka stavů

Trombus (optobrána)	Stav	Koronární tepna	EKG (ST elevace)	Tlak [mmHg]	Pulz [']	Dechová frekvence [']
-/storno	Zdravé	-	-	120/70	65	16
1	Ischémie 1	ACD	II, III	140/90	100	22
2	Ischémie 2	ACS	-	60/30	30	8
3	Ischémie 3	RIA	V1, V4	140/90	100	22
4	Ischémie 4	RCX	V7, V8	140/90	100	22

2.4 Ověření funkčnosti

2.4.1 Spárování modelu s PC

Prvotní připojení modelu k PC je vidět na obrázku 49. Model se zobrazuje pod názvem HC-05 a heslo pro připojení je 1234.



Obrázek 49: Připojení modelu k PC

2.4.2 Testování výdrže modelu

Analytické řešení

Pro napájení modelu byla použita Li-Ion baterie, $I_{baterie}$ 2 A. Multimetrem UNI-T UT195E PRO Line byl změřen $I_{odběru}$ 1,9 A. $I_{odběru}$ byl měřen před měničem napětí. Tedy ihned za baterií. Podle rovnice 1 byl vypočten teoretický čas ($t_{maxanalitický}$) výdrže modelu na jedno nabití na 63,15 min.

$$t_{maxanalitický} = \frac{I_{baterie}}{I_{odběru}} \times 60 [min] \quad (1)$$

Experimentální řešení

Výdrž modelu byla testována ve stavu Zdravé, tedy jsou-li všechny LED rozsvícené a blikají. Čas byl stopován od doby, kdy se model zapnul po úplném nabití do doby, kdy došlo ke zhasnutí modelu důsledkem vybití baterie. Bylo provedeno 5 testování, průměrná výdrž modelu byla vypočtena rovnice 2 z Tabulka 9 na 50,8 min. V reálných podmínkách je ale tento údaj nepodstatný, jelikož jak vyplývá z tabulky, úplným vybitím baterie dochází k jejímu ničení a její výdrž tedy exponenciálně klesá s počtem úplného vybití, zároveň má na výdrž baterie vliv to, v jakém režimu je model spuštěn, tedy kolik LED svítí.

Tabulka 9: Testování výdrže modelu

Číslo pokusu	Doba svitu [min]
1	53
2	52
3	50
4	50
5	49

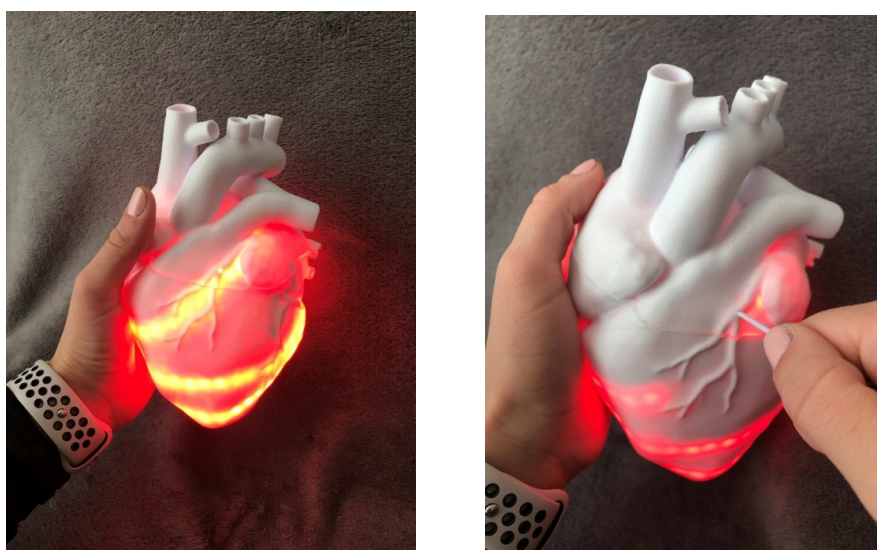
$$t_{\text{maxexperimentální}} = \frac{\sum \text{Doba svitu}}{\text{počet pokusů}} [\text{min}] \quad (2)$$

Závěr

Při porovnání analytického a experimentálního řešení výdrže modelu na jedno nabití vyplývá, že analytické řešení není vůbec směrodatné. Jelikož s každým vybitím dochází ke snížení efektivního využití baterie. Určit výdrž modelu je velice problematické vzhledem k tomu, že odběrový proud modelu se výrazně liší vzhledem ke stavu, ve kterém běží.

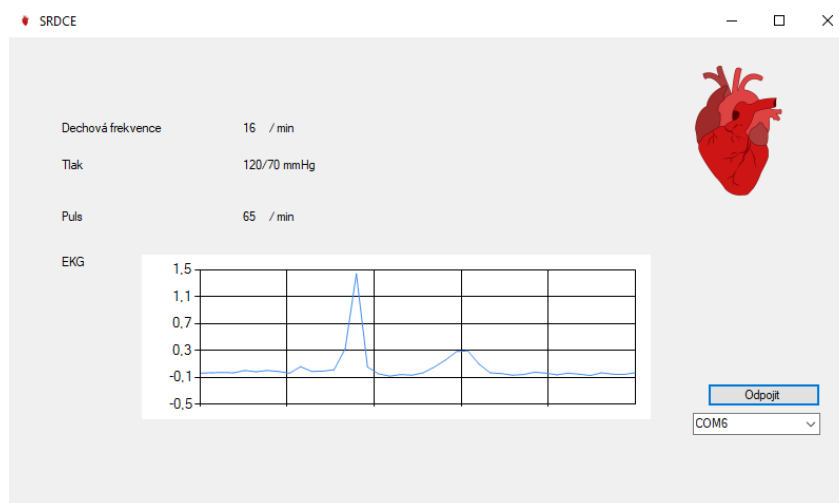
2.4.3 Ověření funkčnosti modelu a aplikace

Obrázek 50 zobrazuje porovnání modelu ve stavu zdravé (vlevo) a při ucpání arteria coronaria dextra (vpravo), kdy dochází k simulaci infarktu pravé komory.



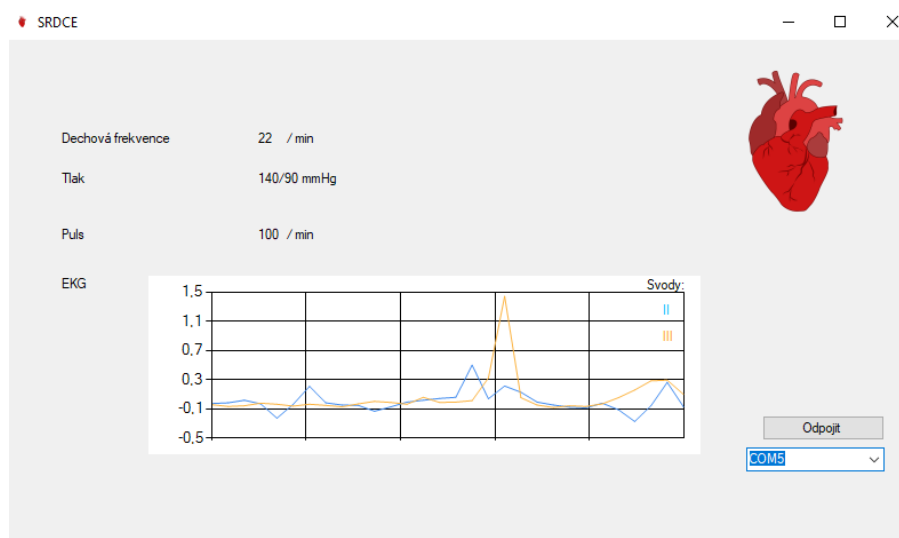
Obrázek 50: Testování zobrazení ischemie

Na obrázku 51 je aplikace ve stavu Zdravé, odpovídá stavu modelu na obrázku 48 vlevo.

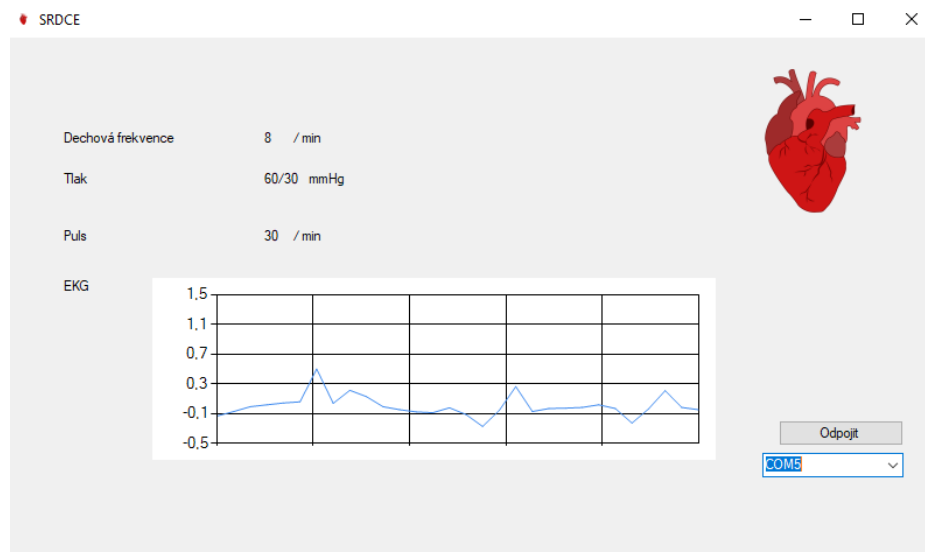


Obrázek 51: Aplikace ve stavu Zdravé

Na obrázku 52 vidíme aplikaci ve stavu Ischémie I, která odpovídá stavu modelu na obrázku 50 vpravo. V porovnání se stavem Zdravé je vidět změna fyziologických hodnot vlivem stresu a bolesti, v grafu dochází k zobrazení svodu II a III, ve kterých se v případě ucpání ACD začíná projevovat ST elevace. Obrázek 53 ukazuje aplikaci ve stavu Ischémie II, kdy ucpáním ACS dochází ke kardiogennímu šoku.



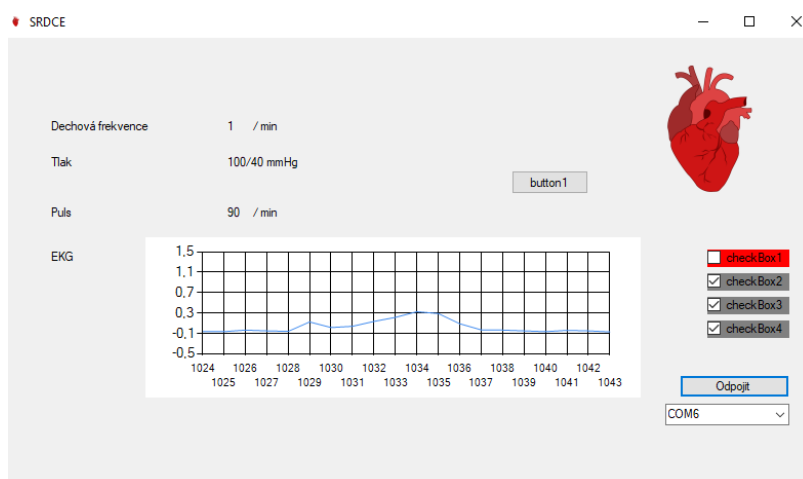
Obrázek 52: Aplikace ve stavu Ischémie I



Obrázek 53: Aplikace ve stavu Ischémie II

2.4.4 Ověření přenosu z optobrán

Na obrázku 54 je vidět, že po sepnutí optobrány číslo 1 dojde k červenému podbarvení checkboxu 1 a změně fyziologických hodnot. Checkboxy byly použity pouze pro testování aplikace, v uživatelském rozhraní jsou skryté. Test byl prováděn v průběhu řešení práce, proto jsou v aplikaci rozdíly oproti závěrečnému výsledku.



Obrázek 54: Aplikace po sepnutí optobrány č. 1

ZÁVĚR

Předložená diplomová práce popisuje fyziologii infarktu myokardu, návrh a následné zpracování fyzického modelu akutního infarktu myokardu. Dále popisuje návrh a realizaci bezdrátové komunikace s PC, kde jsou pomocí aplikace zobrazovány informace o pozici a rozsahu infarktu.

V práci byly splněny jednotlivé body zadání. V rámci teoretického rozboru byla popsána problematika a v dalších krocích bylo z tohoto rozboru čerpáno pro jednotlivé praktické body práce.

Model při zapnutí simuluje svým blikáním funkci zdravého srdce, po vložení trombu do jednoho z otvoru dochází k simulaci AIM. Dojde k zhasnutí určených LED a ke změně rytmu jasu ostatních LED.

Navržený model komunikuje s aplikací, ve které se zobrazují aktuální fyziologické funkce, odpovídající stavu modelu. Dojde-li ke vložení trombu do příslušného otvoru, změní se hodnoty tak, aby odpovídali stavu LED. Lokalizaci IM lze určit z ST elevace příslušného svodu, aplikace vždy zobrazuje aktuální konkrétní svod, ve kterém došlo ke změně. Podle fyziologických hodnot lze určit, k jak velkému poškození myokardu došlo.

Navržený model s aplikací jsou prvním prototypem a nejsou zcela dokonalý. Vhodné by bylo například upravení aplikace pro zobrazení v mobilním telefonu a také její lepší grafické ztvárnění tak, aby byla uživatelsky příjemnější na pohled. Dále jak vyšlo z testování, dochází úplným vybíjením baterie k jejímu ničení, proto by bylo vhodné v případném dalším modelu použít podpěťovou ochranu baterie. Vhodné by bylo také lepší řešení napájení modelu, aby vydržel déle v provozu.

Pro přesnější lokalizaci poškození srdce by bylo vhodné zobrazení dvanáctisvodového EKG, pro které by byla potřeba hlubší spolupráce s kardiologem. Zobrazované grafy jsou nyní pouze ilustrativní pro laickou veřejnost.

Dosažené výsledky i přes své nedokonalosti mohou být základem pro kvalitní víceúčelový model. Kombinace 3D tisku s LED páskem se ukázala jako velice dobrá pro vytyčené cíle, i když není zcela žádoucí, aby prosvítaly konkrétní LED, to se sice dá eliminovat nastavením jasu, ale konečný výsledek je ovlivněn externími vlivy. Bylo by například možné, upravit program na dva stavy v závislosti na tom, je-li model spouštěn v jasném denním světle či šeru. Pracovat by se také dalo s počtem LED, i když ten je značně omezen vnitřním prostorem modelu. Komunikace modelu s aplikací pomocí bluetooth modulu se také jeví jako ideální.

Osobně myslím, že tato cesta, kdy mohou lidé nahlížet do lidského těla pomocí fyzických modelů a sami si jednotlivé patofyziologie vyzkoušet, vede k budoucnosti zdravotnictví založenému na prevenci, nikoliv léčbě. Až když lidé na vlastní oči vidí možné důsledky svého chování, jsou schopni měnit své návyky.

CITOVANÁ LITERATURA

- [1] KENT, Jeffrey A. Visual C# 2005 - bez předchozích znalostí: průvodce pro samouky. Brno: Computer Press, 2007. ISBN 978-80-251-1584-8.
- [2] SILBERNAGL, Stefan a Florian LANG. *Atlas patofyziologie*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3555-9.
- [3] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0630-x.
- [4] MAČÁK, Jiří, Jana MAČÁKOVÁ a Jana DVOŘÁČKOVÁ. *Patologie*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3530-6.
- [5] DORKO, František, Eva VÝBORNÁ a Ján TOKARČÍK. *Základy anatomie pro nelékařské obory: studijní opora*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2014. ISBN 978-80-7464-595-2.
- [6] ŠPINAR, Jindřich a Jiří VÍTOVEC. *Jak dobře žít s nemocným srdcem*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1822-4.
- [7] Průvodce preventivní péčí ZP MV ČR. ZPMV ČR. [Online] [Citace: 20. 11 2018.] <https://eforms.zpmvcr.cz/jforum/posts/list/75.page>.
- [8] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [9] *Arduino NANO: User manual* [online]. [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>
- [10] KITTNAR, Otomar a Mikuláš MLČEK. *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2722-6.
- [11] NICHOLS, Wilmer W., Wilmer W. NICHOLS a Donald A. MCDONALD. *McDonald's blood flow in arteries: theoretic, experimental, and clinical principles*. 6th ed. London: Hodder Arnold, c2011. ISBN 978-0-340-98501-4.
- [12] HOPPENSTEADT, Frank C a Charles S PESKIN. [i]Modeling and simulation in medicine and the life sciences.[/i] 2nd ed. New York: Springer, c2010, xiv, 354 s. ISBN 978-1-4419-2871-9.
- [13] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2., přeprac. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [14] THUBRIKAR, Mano.[i] Vascular mechanics and pathology.[/i] New York: Springer, c2007, xxiii, 494 s. ISBN 978-0-387-33816-3.

- [15] MEURS, Willem van. [i]Modeling and simulation in biomedical engineering: applications in cardiorespiratory physiology.[/i] New York: McGraw-Hill, c2011, xx, 193 s. ISBN 978-0-07-171445-7.
- [16] WIJK VAN BRIEVINGH, Rogier P. van a Dietmar MÖLLER. [i]Biomedical modeling and simulation on a PC: a workbench for physiology and biomedical engineering.[/i] New York: Springer-Verlag, c1993, xvi, 517 p. ISBN 3-5409-7650-7.
- [17] MUDR. HAMAN, Petr. Základy KEG [online]. Plzeň [cit. 2020-04-23]. Dostupné z: <http://www.ekg.kvalitne.cz/start.htm>
- [18] GREGOR, Pavel a Petr WIDIMSKÝ. Kardiologie. 2. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, 1999. ISBN 80-7262-021-5.
- [19] Enverdis. *Www.enverdis.com* [online]. [cit. 2020-04-03]. Dostupné z: <https://www.enverdis.com/cardiogoniometry/>
- [20] VLACH, Karel Ing. *Rozhraní biomedicínských aplikací*. Ostrava, 2016. Disertační práce. VŠB-TUO. Vedoucí práce Doc. RNDr. Jindřich Černohorský, CSc.
- [21] Medtronic. *Www.medtronic.com* [online]. [cit. 2020-04-09]. Dostupné z: <https://www.medtronic.com/>
- [22] EKG-ucebnice [online]. [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: ucebnice-ekg.cz
- [23] PROF. MUDR. SVAČINA DRSC., Štěpán. Medicabaze: Lékařské repetitorium [online]. 2007 [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <http://www.medicabaze.cz/index.php?sec=welcome>
- [24] *WS2812B: Intelligent control LED integrated light source* [online]. Worldsemi [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: https://www.postavrobota.cz/fotky46704/fotov/_ps_148WS2812B.pdf
- [25] *Arduino návody: Arduino Bluetooth modul HC-05* [online]. Havlíčkův Brod [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: <https://navody.arduino-shop.cz/navody-k-produktum/arduino-bluetooth-modul-hc-05.html>
- [26] ECLIPSE s.r.o., *Nabíječka lithium baterií mini USB 1A* [online]. 2016, Havlíčkův Brod [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/docs/produkty/0/66/1458402503.pdf>
- [27] ECLIPSE s.r.o., *STEP-UP měnič MT3608* [online]. 2016, Havlíčkův Brod [cit. 2020-05-10]. Dostupné z: <https://arduino-shop.cz/docs/produkty/0/66/1458402503.pdf>

[28] KONDIK.CZ, číslo LTH301-07 [online] [cit. 2020-04-02]. Dostupné z:
https://www.kondik.cz/cidlo-lth301-07?gclid=EAIaIQobChMI5qPtw6216QIVh-F3Ch2j4w6SEAYYAIAABEgJZNvD_BwE#detail-anchor-description

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A	SW k LED pásku	.ino
Příloha B	Aplikace	.zip